

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Návrh a realizace laboratorní úlohy pro měření bioimpedance

The Design and Realisation of the Laboratory Task for Measuring of
Bioimpedance

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Kateřina Šebestová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Návrh a realizace laboratorní úlohy pro měření bioimpedance**
The Design and Realisation of the Laboratory Task for Measuring of Bioimpedance

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky měření impedance lidského těla.
2. Návrh uspořádání experimentu, který názorně popisuje impedanční vlastnosti tkání a princip jejich měření.
3. Realizace přípravku umožňujícího měření bioimpedance na zvolených frekvencích.
4. Aplikace algoritmu pro určení tělesného tuku a vody.
5. Zhodnocení dosažených výsledků a srovnání s komerčně dostupným přístrojem.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINSEN, Orjan G. a Sverre GRIMNES. *Bioelectricity and bioimpedance basics*. 2nd ed. London: Academic, 2008. ISBN 978-012-3740-045.
- [2] KYLE, Ursula G. et al. Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*. 2004, roč. 23, č. 5, s. 1226-1243. ISSN 0261-5614. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004. Dostupné také z: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0261-5614/PIIS0261561404000937.pdf>.
- [3] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002. 495 s. ISBN 80-730-0059-8.

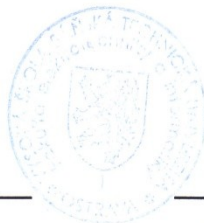
Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Michal Vožda**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že tuto bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární či elektronické prameny a publikace, ze kterých bylo čerpáno.

V Ostravě 9. 5. 2013



Kateřina Šebestová

Poděkování

Děkuji především vedoucímu této bakalářské práce panu Ing. Michalu Voždovi za cenné rady, konzultace, připomínky a odborné vedení. Dále bych poděkovala Vojtěchu Salzmannovi za technický vhled do problematiky a Lence Eichlerové za lekce anglického jazyka. V neposlední řadě patří mé díky Petru Linduškoví za psychickou podporu.

Abstrakt

Cílem bakalářské práce je objasnění principu měření bioimpedance lidského těla a sestrojení laboratorní úlohy. Dále pak návrh a realizace přípravku pro měření bioimpedance. Ověření jeho funkčnosti s komerčně dostupným přístrojem. Bioimpedance se měří pomocí tetrapolárního zapojení elektrod. Přičemž jeden pár elektrod slouží k vedení konstantního proudu a druhý pár měří napětí na zvoleném modulu (tkáň nebo RC článek).

Princip měření spočívá v tom, že po umístění organismu do elektrického pole, dochází k polarizaci nábojů na buňkách a k průchodu elektrického proudu. Každá buněčná struktura v tkáni vykazuje určitou elektrickou vlastnost. Frekvenčně závislá struktury jsou cytoplazmatické membrány. Přelomovou frekvencí je 50 kHz. Proud o nižší frekvenci prochází pouze extracelulární tekutinou, naopak frekvence nad 50 kHz umožňuje elektrickému proudu pronikat i do intracelulární tekutiny. Další vlastností tkáně je rozličná hodnota rezistivity. U lidského těla se pohybuje v rozmezí od 65 do 16600 [$\Omega \cdot cm$].

Klíčová slova

Impedance, bioimpedance, tetrapolární měření, bioimpedanční analýza (BIA), Howlandovo zapojení.

Abstract

The goal of this bachelor's work was to explained the principle of bioimpedance measurement of the human body and elaborated a laboratory task including with the design and production works of the equipment for measuring of the bioimpedance. Verifying or compering of functions with a commercially available device. The Bioimpedance is measured using by a tetrapolar system electrodes, when one couple of electrodes is used to inject a constant electric current and the other couple of electrodes is for measuring electric voltage on one of chosen module (the human tissue or RC-component).

The method of measuring consist in the fact that after placing or setting the human body in to an electric field, there is a polarization charge on the cells and the passage of electric current. Each of the cellular structure in the human tissue produce a specific electrical properties. Frequency-dependent structures are cytoplasmic membranes. The breakthrough frequency is 50 kHz. Electric current of lower frequency goes through of the extracellular fluid only, whereas frequency over then 50 kHz of electric current is enable to pierce into the intracellular fluid. Other characteristics of human tissue are differing values of resistivity. The resistivity of human bodies is from 65 to 16 600 [$\Omega \cdot cm$].

Key words

Impedance, bioimpedance, tetrapolar measure, bioelectric impedance analysis (BIA), Howland Current Pump.

Obsah

| | |
|---|----|
| Úvod..... | 10 |
| 1. Impedance | 11 |
| 1.1. Fázor..... | 12 |
| 1.2. Impedance živé tkáně | 12 |
| 1.3. Chemická podstata vodnatých tkání..... | 13 |
| 1.4. Základní veličiny a jednotky | 15 |
| 1.5. Vlivy měnící impedanci lidského těla | 17 |
| 1.6. Frekvence | 17 |
| 2. Bioimpedance..... | 18 |
| 2.1. Co je bioimpedance a proč se měří | 18 |
| 2.2. Aplikace bioimpedance | 18 |
| 2.3. Vztahy pro určení složení těla | 19 |
| 3. Elektrody | 23 |
| 3.1. Způsoby měření..... | 23 |
| 3.2. Dvouelektrodové měření | 23 |
| 3.3. Čtyř-elektrodové měření | 24 |
| 4. Hardware | 25 |
| 4.1. Galvanické oddělení signálu | 25 |
| 4.2. Galvanické oddělení napájení | 26 |
| 4.3. Zdroj proudu..... | 27 |
| 4.4. Měřicí část..... | 28 |
| 5. Software | 29 |
| 5.1. Funkční generátor..... | 29 |
| 5.2. Měření napětí | 30 |
| 5.3. Převzorkování signálu | 31 |
| 5.4. Početní část..... | 32 |
| 6. Praktická část | 33 |
| 6.1. Experimentální pokusy..... | 34 |
| 6.2. Výsledky | 36 |
| Závěr | 37 |
| Literatura | 38 |
| Seznam Příloh | 40 |

Úvod

Měření bioimpedance je neinvazivní a nebolestivá metoda měření elektrických vlastností tkáně. Každá buněčná struktura se vyznačuje svými elektrickými vlastnostmi. Postup je takový, že tkání prochází konstantní střídavý proud v hodnotě 1 mA. Zároveň je měřeno napětí tkáně. Impedance je tedy spočtena z amplitudových a fázových posunů mezi původním a naměřeným signálem.

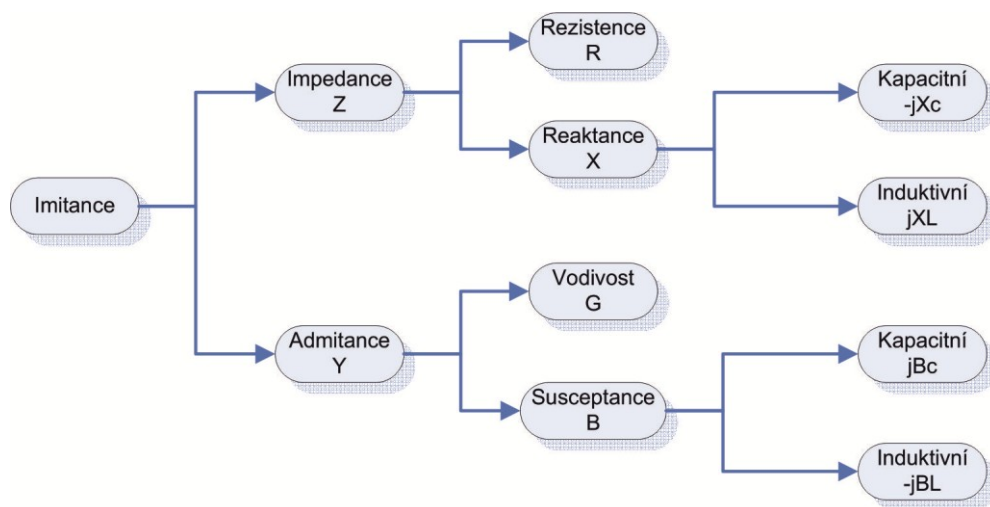
Bioimpedance má rozličné využití. Jejimi hlavními přednostmi je, že dokáže určit jak statické vlastnosti, tak i proměnné vlastnosti tkáně. Mezi statické vlastnosti patří zjišťování množství tkáně. Tedy množství tuku a vody v těle. Proměnné vlastnosti ukazují změny tkáně v čase, jako je dýchání a změna průtoku krve.

Primární využití se nachází v medicíně. Pomocí bioimpedance lze odhalit lokalizaci zhoubné tkáně. Je ji možno použít ke kontinuálnímu měření např. u novorozenců se používá k zobrazení jejich plic. Největší uplatnění a přínos je v oblasti analýzy tělesných tkání. Zkoumání bioimpedance může odhalit skrytá onemocnění (zadržování vody v těle), ale i informovat o nebezpečném stavu (překročení limit viscerálního tuku v těle).

Hlavním problémem při zjišťování hodnot bioimpedance je možný vznik interference mezi aplikovanými signály. Jedná se o zcela běžný komunikační problém mezi více kanály. Proto se zavádí multifrekvenční měření v čase.

1. Impedance

Pojem impedance se vyskytuje v souvislosti s vyjádřením zdánlivého odporu elektrických prvků ve střídavých harmonických obvodech (RLC obvody). Popisuje fázový posun mezi proudem a napětím. Tedy elektrickým obvodem prochází elektrický proud určitého průběhu. V našem případě je tento průběh dán sinusovou křivkou o dané frekvenci. Z toho plynoucí poznatek je ten, že impedance je frekvenčně závislá. Nebýt této vlastnosti, nedošlo by ke vzniku imaginární složky impedance. Pakliže má impedance imaginární složku, může mít i složku reálnou. Impedance je komplexní veličina, reálná složka je zastoupena rezistencí a imaginární reaktancí. Reaktance se následně dělí dle přítomnosti kondenzátoru nebo cívky na kapacitanci a induktanci. Základní jednotka v obou případech je Ohm $[\Omega]$. [13]



Obrázek 1: Zařazení impedance do systému pojmů.

Při výpočtech vycházíme z Ohmova zákona:

$$R = \frac{U}{I} [\Omega], \quad (1)$$

kde:

U napětí $[V]$,

I proud $[A]$,

R odpor $[\Omega]$.

Transformace vzorce (1) dá vzniknout vztahu pro určení impedance:

$$\bar{Z} = \frac{\bar{U}}{\bar{I}} [\Omega], \quad (2)$$

kde:

\bar{U} fázor napětí $[V]$,

\bar{I} fázor proudu $[A]$,

\bar{Z} fázor impedance $[\Omega]$.

1.1. Fázor

Fázový posun sinusových signálů určuje fázor. Fázor je tedy komplexní veličina vyskytující se v Gaussově rovině. Vlastnost fázoru je ta, že udává velikost kýžené veličiny v okamžitém čase. Jinými slovy fázor je rotující vektor.[13]

V případě, že dojde ke generování sinusového napětí/proudu, může být signál popsán rovnicí:

$$x(t) = A_{max} \cdot \cos(\omega t + \varphi), \quad (3)$$

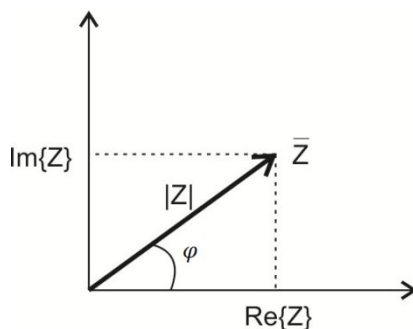
kde:

A_{max} amplituda harmonického signálu,
 ω úhlový kmitočet harmonického signálu [$rad \cdot s^{-1}$],
 φ fázový posun [rad], [$^\circ$],
 t čas [s].

Také je možné signál přepsat do exponenciálního tvaru:

$$\bar{X} = |A_{max}| \cdot e^{j\varphi}, \quad (4)$$

Kde \bar{X} reprezentuje fázor signálu. Pokud je známa ω , pak \bar{X} zcela identifikuje signál $x(t)$. Platí $x(t) \Leftrightarrow \bar{X}$. Fázor \bar{X} může být také zakreslen v kartézské soustavě prvků. Na ose x se nachází reálná část a na ose y pak imaginární.



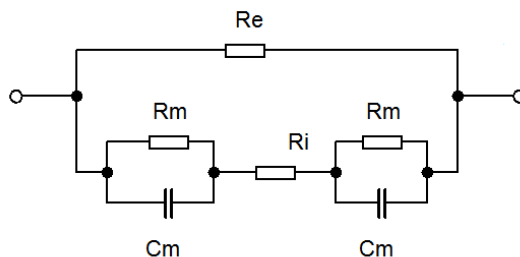
Obrázek 2: Ukázka fázoru \bar{Z} v kartézské soustavě komplexní roviny.[14]

Z obrázku 2 je patrné, že je fázor, konkrétně impedance \bar{Z} , reprezentovaný vektorově v komplexní rovině, je určen fázovým úhlem φ a velikostí vektoru $|Z|$. [14]

1.2. Impedance živé tkáně

Pro složitost stavby a tvaru lidského těla se zavede model lidského těla. Bude se jednat o homogenní válcový útvar naplněný elektrolytem. Tělo bude tedy reprezentováno 5 válci (2 ruce, 2 nohy, trup). Rozměry válce se budou řídit dle délky a hmotnosti jednotlivých částí těla. Elektrolyt způsobí, že dané útvary se budou chovat elektricky vodivě. Tudíž lze při zjišťování impedance využít výše popsané vzorce.

Měření bude probíhat za pomoci elektrod. Velkou překážkou v přesnosti měření bude fakt, že elektrické vlastnosti živého organismu jsou vcelku rychle se měnícím parametrem. Na stavu organismu se podepíší jak vnější, tak vnitřní vlivy. [2]



Obrázek 3: Náhradní schéma buňky.

Na obrázku 3 se nachází náhradní schéma buňky v elektrotechnickém pojetí. Odpor R_e značí odpor extracelulární tekutiny, odpor R_i intracelulární tekutiny. Paralelní zapojení R_m a C_m představuje reálnou a imaginární složku impedance buněčné membrány. Každá živá tkáň lidského organismu se dá simulovat takovýmito zapojeními. [12]

Hodnota měrného odporu u biologické membrány je $100 \, \Omega \cdot m^{-2}$ a kapacitní odpor je $1 \, \mu F \cdot cm^{-2}$. Zatímco odpor intracelulární tekutiny je menší než $100 \, \Omega \cdot m^{-1}$ a extracelulární je $60 \, \Omega \cdot m^{-1}$. [22]

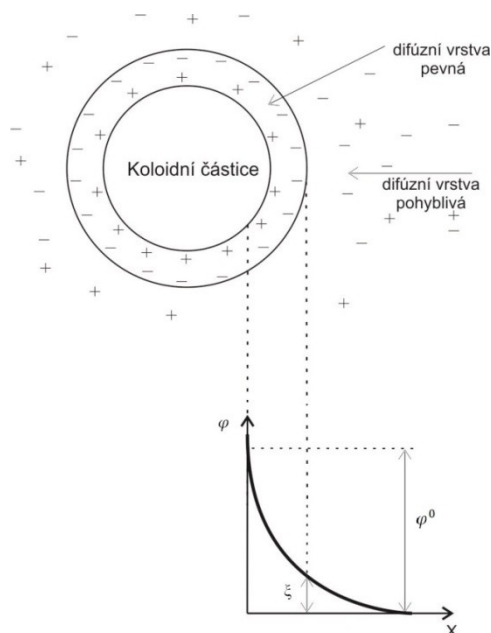
1.3. Chemická podstata vodnatých tkání

Lidský organismus je složen z velké části z tělesných tekutin, jako například extracelulární (mimobuněčné) a intracelulární (buněčné) tekutiny, krve, mozkomíšního moku, moči atd. Celkově se hovoří o systému vodnatého prostředí. Systém lze dále dělit dle různých kritérií. Z pohledu velikosti částic se řadí do kategorie koloidní disperze. Typickými hodnotami kategorie koloidní disperze jsou částice o velikosti 1 nm až 1 μm .

Mezi biologicky nejvýznamnější koloidní disperze patří disperze s kapalným disperzním prostředím. Převážnou většinu koloidních částic tvoří makromolekuly. Mezi nejdůležitější makromolekuly přírodního charakteru patří bílkoviny, polysacharidy a nukleové kyseliny.

Přítomnost elektrického náboje na povrchu koloidních soustav určuje jejich specifické vlastnosti. Vznik náboje může být dvojitý, a to buď elektrolytickou disociací skupin na povrchu částic nebo selektivní absorpcí iontů z roztoku. Vznik elektrické dvojvrstvy probíhá na principu seskupování iontů opačného znaménka kolem nabitých koloidních částic. Náboje na povrchu tvoří jednu vrstvu, druhá vzniká nakupením iontů s opačným znaménkem.

Na koloidní částici působí elektrostatická síla a tepelný pohyb. Tyto dva jevy jsou v antagonistickém vztahu. To znamená, že elektrostatická síla se snaží vytvořit kompaktní dvojvrstvu, zatímco tepelný pohyb uvádí ionty do pohybu. Výsledkem je, že všechny ionty nejsou umístěny pouze na povrchu koloidní částice, ale vyskytují se i v jejím okolí. Ionty, jež se seskupují na povrchu koloidní částice, tvoří iontovou atmosféru. Její vlastností je, že se pohybuje společně s koloidní částicí. Náboje, jež jsou rozptýleny v okolí, mají difúzní povahu, a proto se plynule stávají součástí roztoku. Elektrickou dvojvrstvu koloidní částice lze přirovnat k lineárnímu kondenzátoru nepatrné tloušťky. Výskyt a koncentrace různých potenciálů kolem částice není homogenní. Tudiž následná závislost mezi vzdáleností od částice a elektrickým potenciálem nemá charakter linearitu obrázek 4.



Obrázek 4: Elektrolytická dvojvrstva na povrchu koloidní částice a průběh elektrického potenciálu φ v závislosti na vzdálenosti x od povrchu nabitě částice. φ^0 značí celkový rozdíl elektrického potenciálu mezi povrchem částice a vnitřkem roztoku. ξ je elektrokinetický potenciál.[3]

Jedním z možných vzniků dvojvrstvy je elektrolytická disociace. Ta se uplatňuje v případě přítomnosti kyselé a zásadité skupiny na povrchu koloidní částice. Disociace kyselých skupin probíhá pouze v zásaditém prostředí a naopak. Tedy v alkalickém roztoku dojde k odštěpení protonu:



Přebytek elektronů (záporných částic) způsobí vznik záporného náboje na povrchu koloidní částice. V kyselém roztoku dojde k připoutání protonu:



Tím dojde k vzniku kladně nabitěho povrchu částice. Vztahy (5) a (6) názorně ukazují vznik elektrické dvojvrstvy.

Neuspořádaný pohyb molekul způsobuje náhodné vzájemné srážky. Z fyzikálního principu se při srážkách předává kinetická energie. V místech s větší kumulací molekul dochází k častějším srážkám, a tedy i interakce kinetické energie je větší. Platí zde přímá úměra, s vyšší kinetickou energií roste teplo. Vzorec vedení tepla je podobný vzorci pro difúzi:

$$\frac{Q}{S \cdot \tau} = -\lambda \frac{\Delta T}{\Delta x}, \quad (7)$$

kde:

| | |
|------------|---|
| Q | teplo [J], |
| S | plocha přenosu tepla [m^2], |
| τ | čas [s], |
| λ | koeficient tepelné vodivosti [$W \cdot K^{-1} \cdot m^{-1}$], |
| ΔT | gradient teploty [$K \cdot m^{-1}$], |
| Δx | vzdálenost vrstev [m]. |

Množství tepelné energie procházející jednotkovým průřezem při jednotkovém spádu teploty za jednotku času se dá vyjádřit pomocí tepelné vodivosti λ . Toto tvrzení vzdáleně připomíná Ohmův zákon. Po jeho úpravě lze pak vyjádřit proudovou hustotu:

$$J = \frac{I}{S} = -\kappa \cdot \frac{\Delta E}{\Delta x} [A \cdot m^{-2}], \quad (8)$$

kde:

| | |
|------------|---|
| J | proudová hustota $[A \cdot m^{-2}]$, |
| I | elektrický proud protékající průřezem $[A]$, |
| S | průřez $[m^2]$, |
| ΔE | gradient elektrického potenciálu $[V \cdot m^{-1}]$, |
| κ | specifická vodivost (konstanta úměrnosti). |

1.4. Základní veličiny a jednotky

V rámci bezpečnosti je nejdůležitější elektrickou veličinou elektrický proud. Má totiž nejvíce destruktivní účinky na lidský organismus. Její hodnota by se měla pohybovat v jednotkách mA.

Elektrický proud

Projevuje se jako usměrněný pohyb částic s elektrickým nábojem. Ač organismus nemá receptory k zaznamenání elektrického proudu, přesto je zde přítomen, dokonce je i vyráběn specifickými buňkami. Tato dvojí dualita elektrického proudu vede ke zkoumání jeho vlastností ze dvou aspektů. Hovoříme tedy o pasivních elektrických vlastnostech. Do skupiny patří tkáň a orgány, jež jsou umístěny do elektrického pole. Naopak aktivní elektrické vlastnosti popisují excitabilní buňky (nervové či svalové). Ty jsou schopny vytvořit elektrický náboj na svých membránách.

V případě, že živou tkáň umístíme do elektrického pole, začne se chovat vodivě. Hovoříme o vodiči druhého typu. Vodivost je zde zajištěna pomocí iontů. Naopak u vodičů prvního typu je tok proud zprostředkován skrz elektrony a protony. Živá tkáň se tedy od kovu odlišuje nejen typem vodivosti, ale i svou celkovou nehomogeností, ať už na úrovni makroskopické nebo mikroskopické.

Vstup elektrického proudu do organismu probíhá cestou nejmenšího odporu, to jest přes vývody potních žláz a vlasové folikuly. Vzhledem k tomu, že je živý organismus složen z různých chemických i stavebně rozličných druhů tkání i elektrický proud se zde chová různě. Vše se odvíjí od určení měrné vodivosti prostředí. Tato veličina charakterizuje elektrickou vodivost. Tedy čím je její hodnota vyšší tím snáze prochází elektrický proud. V případě nehody dochází v těchto místech i k většímu lokálnímu poškození.

• Stejnoseměrný proud

Buněčné membrány kladou největší odpor při průchodu stejnosměrného proudu. Jejich měrná vodivost se pohybuje v rozmezí $10^6 - 10^8 \Omega \cdot m^{-1}$ [3][3]. Buněčná membrána je komplex fosfolipidů a proteinů tvořící ochrannou vrstvu samotné buňky. Cytoplazmatická membrána se nachází v mezibuněčném prostředí tvořeném z větší části vody. Naopak uvnitř buňky je cytoplazma, též převážně vodnaté prostředí. Proto není divu, že měrná vodivost cytoplazmatické membrány je mnohem menší než její vnitřní a vnější okolí.

Při setkání elektrického stejnosměrného proudu s buněčnou membránou dojde pouze k 2 až 3% průchodu. Stejně tak se chová i nízkofrekvenční střídavý proud. Dle elektrických vlastností se na membráně projevuje především kapacitní složka impedance. Zatímco mezibuněčná tekutina a

cytoplazma buněk se dají přirovnat k vodiči druhého typu. Tedy průchod proudu se děje za pomoci iontů (elektrolyticky). S přibývajícím množstvím elektrolytů ve tkáních se zvětšuje jejich vodivost, a naopak dochází k poklesu odporu. Například měření odporu vztaženého na jednotku plochy suché kůže dosahuje hodnoty až $200 \Omega \cdot m^{-2}$. Zatímco po následném navlhčení pokožky dochází k výraznému poklesu, a to až na $2 \Omega \cdot m^{-2}$.

Shluk více buněk tvoří tkáň. Stejně jako u buněk i zde má různá tkáň různé elektrické vlastnosti za předpokladu, že se vyskytne v elektrickém poli. Vazivové blány a tukové tkáně svým chováním připomínají izolanty, naopak nejlepšími vodiči jsou mozkomíšní mok, krev a svaly.

Nebezpečí stejnosměrného proudu pro organismus se skrývá v jeho elektrolytických účincích. Což vede k narušení homeostázy a následně k znemožnění správné funkce buňky a k její destrukci. Stejnosměrný proud může působit i dráždivě. Tato vlastnost se vyskytuje při zapnutí/vypnutí nebo při rychlém zesílení/zeslabení elektrického proudu. Poslední z výčtu účinků elektrického proudu na organismus je tepelný účinek. Ten je zde zanedbatelný neb se uplatňuje pouze při velkých hodnotách elektrického proudu.

Nejenom obsah elektrolytů v tkáních má vliv na hodnotu jejich elektrického odporu. Důležitý je i funkční stav tkání. Například při anoxii (nedostatek kyslíku) dojde k vzestupu elektrického odporu. Jev je zpočátku reverzibilní. Výrazný pokles elektrického odporu nastane při zástavě životních pochodů organismu. To znamená, že mrtvá tkáň má hodnotu elektrického odporu shodnou s hodnotou cytoplazmy buněk. Při zániku buňky dochází k rozvázání vazeb mezi mikrofilamenty a mikrotubuly v cytoplazmatické membráně. Expresivně řečeno, cytoplazma buňky se vylije do extracelulární tekutiny.

- Střídavý proud

Stejně tak jako v předchozím případě i zde kladou buněčné membrány velký odpor vůči střídavému proudu. Ovšem vyskytuje se zde jeden podstatný fakt a to, že chování buněčné membrány je závislé na frekvenci střídavého proudu. Cytoplazmatické membrány mají tendenci se chovat jako biologické kondenzátory. Výsledek je ten, že při zvyšování frekvence dochází k poklesu hodnoty odporu buněčné membrány. Impedance (odpor střídavého proudu) má tedy dvě složky:

- rezistenci (odpovídá odporu v obvodu stejnosměrného proudu), jejíž velikost na frekvenci střídavého proudu nezávisí
- kapacitanci (membrána se chová jako kondenzátor), která se s rostoucí frekvencí zmenšuje

Střídavý proud může být označen souslovím posuvný proud. To z toho důvodu, že buňky lidského těla mají charakter dielektrika. Vyznačuje se nepohyblivými náboji, jež jsou vázané na atomy a molekuly. V orientaci dipólových molekul převládá zmatek. Nemají jasné uspořádání, proto se účinky elektrických nábojů na venek ruší. V případě vložení dipólových molekul do vnějšího elektrického pole, dochází k polarizaci dielektrika - jednoznačné orientování dipólů. Toto „natačení“ molekul dá vznik posuvnému střídavému elektrickému proudu.

Z frekvenční závislosti elektrického proudu je patrné, že i jeho účinky na organismus jsou závislé zejména na frekvenci. Elektrolytické účinky se zde vůbec nevyskytují. S rostoucí frekvencí rostou dráždivé účinky asi do 100 Hz. U vyšších frekvencí je zaznamenán postupný pokles a kolem 10 kHz se již nevyskytují žádné dráždivé elektrické účinky. V případě vyšší frekvence nad 100 kHz dochází pouze k tepelným účinkům.[3]

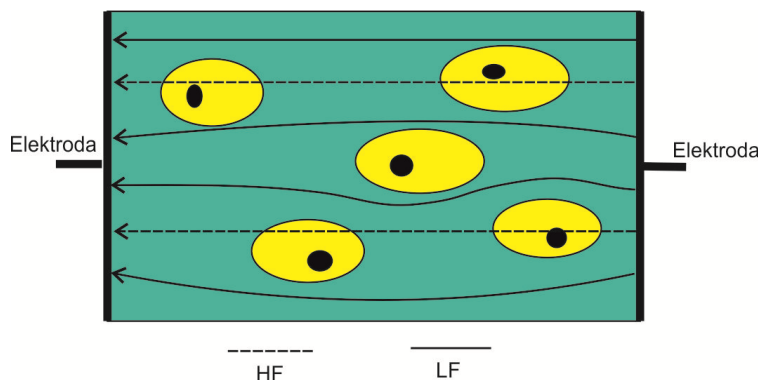
1.5. Vlivy měnící impedanci lidského těla

Vzhledem k tomu, že procesy probíhající v lidském organismu jsou dynamickou záležitostí, vyvstává otázka, co vše ovlivní negativně měření bioimpedance? V zásadě se dají vlivy rozdělit do dvou kategorií. Na vlivy působící uvnitř těla a na vlivy působící z vnějšku na tělo.

Lze zde zahrnout všechny fyziologické pochody lidského organismu. Jídlo a pití ovlivňuje nejen vodní bilanci těla, ale i rozložení tuku a následně prokrvení tělesných tkání. Je tomu tak i u konzumace alkoholu. Tělesná aktivita jedince, také negativně ovlivňuje měření. Opět dochází k nadměrnému prokrvení, k úbytku vodní bilance a k zrychlení metabolických reakcí. V plicích se při zátěži mění poměr vzduchu a alveolární tekutiny. Poslední výrazně zkreslujícím endogenním parametrem jsou hormony, respektive ženský hormon estrogen. Ten způsobuje v období ženské menstruace zadržování vody v těle. Což vede ke zkresleným hodnotám. Lze zde zařadit i pyrogeny. Látky, jež se vyplavují při horečce. Způsobují nadměrné pocení, čímž dochází k ochlazování pokožky, ale zároveň klesá její odpor.

K vnějším vlivům patří okolní teplota. Nadměrná teplota vyvolává v organismu proces pocení, zatímco nadměrný chlad zúžení kožních kapilár. Vodivý gel, který se nanáší pod elektrody, má také svůj podíl na přesnosti měření. Co se týká samotných elektrod, jde o jejich správné umístění a o směr toku proudu. Impedance roste pokud proud protéká kolmo na tkáň, naopak proud procházející podélně snižuje její hodnotu. Je nutné měření provádět ve stoje, protože při lehu po určité době dojde k poklesu vody v organismu.[20][21]

1.6. Frekvence



Obrázek 5: Znázornění průchodu proudu při nízkých frekvencích (low frequency LF) <50 kHz a při vyšších (high frequency HF) frekvencích >50 kHz.

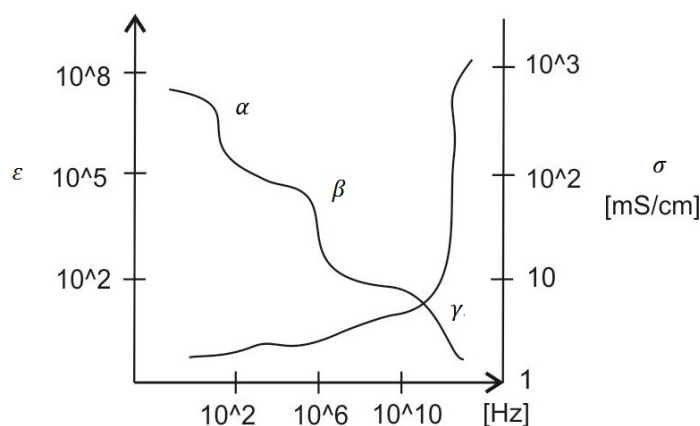
Obrázek 5 znázorňuje tkáň složenou z buněk. Tekutina, ve které se buňky nacházejí, se nazývá extracelulární a tekutina uvnitř buněk intracelulární. Pokud přiložíme na tkáň elektrody, mezi nimiž bude protékat proud, pak cesta proudu bude frekvenčně závislá. Mezní přelomovou frekvencí je 50 kHz. Frekvenci proudu do 50 kHz povede pouze skrz extracelulární tekutinu. V případě, že frekvence bude dosahovat hodnot nad 50 kHz, proud prochází extracelulární i intracelulární tekutinou.

2. Bioimpedance

Bioimpedance je v podstatě elektrická vlastnost tkání v lidském těle. Projevuje se, jako zbrzdění toku elektrického proudu. Lidské tělo si dokáže generovat elektrický proud samo „endogenní elektřina“ např. činnost srdce. Tímto odvětvím se zabývá elektrokardiografie. Pro měření bioimpedance budeme využívat „exogenního proudu“. Což znamená, že do těla bude pouštěn proud ze zdroje, který se nachází mimo tkáň. [1]

2.1. Co je bioimpedance a proč se měří

Bioimpedance je elektrická vlastnost biologického materiálu v případě, že je tento materiál vystaven elektrickému poli o různých frekvencích. Elektrické vlastnosti biologické tkáně vykazují neobvyklou odpověď ve frekvenční oblasti. Definuje se jako rozptyl α , β a γ obrázek 6. β rozptyl představuje nízké frekvence a γ vysoké frekvence různých druhů tkání. Jsou zde zahrnuty vnitřní složení a vlastnosti biologických tkání. Dále pak hodnota β rozptylu udává extracelulární obsah, zatímco hodnota γ rozptylu vykazuje celkový obsah elektrolytu. Disperze α se pohybuje v rozsahu frekvencí 10 Hz - 1 kHz a je spojena s iontovými difúzními procesy v místě buněčné membrány. β disperze (100 kHz - 10MHz) se vztahuje na polarizaci buněčných membrán a γ disperze ($> 100\text{GHz}$) se vztahuje k polarizaci molekul vody.[5]



Obrázek 6: Rozptyl bioimpedance - Vize disperze α , β a γ . [5]

Měření bioimpedance představuje zjištění pasivních elektronických vlastností tkání. Používá se dvou a více elektrod, kterými tělem protéká elektrický proud. Je to metoda bezpečná, rychlá, neinvazivní a vcelku levná. Tělo je možno přirovnat dielektrickému modelu.

2.2. Aplikace bioimpedance

Klinické využití

V posledních letech dochází k rozvoji nového využití. Pletysmografie, založená na imitanci, se využívá pro měření srdečního výdeje. Toto měření probíhá mezi transkutánními elektrodami a implantovaným pacemakerem. EIT (elektrická impedanční tomografie) se používá například pro zobrazení plic u novorozenců. Dále je možno sledování ischemie orgánů a jejich postupné odumírání. Sledování celkové vodní bilance je důležitý parametr pro správnost fungování organismu (komerční záležitost) nebo při dialýze (léčebná záležitost). [1]

Impedanční tomografie

Objevuje se například v elektro-impedančním počítačovém mamografu. Je určen k vizualizaci a diagnostice patologických změn v prsu a jiných měkkých tkání těla. Mnohé nádory a patologické změny mají elektrickou vodivost (schopnost propouštět elektrický proud) podstatně odlišnou od elektrické vodivosti okolních zdravých tkání.

Impedanční reografie

Měřicí metoda impedanční reografie využívá změny impedance mezi trojicí elektrod umístěných v manžetě. Vlivem deformace arterie manžetou dochází ke změnám průtoku krve a tak i ke změnám impedance na elektrodách (distální, proximální a společná). Impedance se mění v rytmu tepové frekvence a tak na výstupu detekčních obvodů získáváme analogové napětí, jehož okamžitá hodnota kolísá v rytmu této frekvence.

Impedanční kardiografie

Dá se setkat i s označením impedanční pletysmografie. Funguje na principu měření elektrické bioimpedance z hrudníku. Užitá frekvence měření se pohybuje v rozmezí 50 - 100 kHz. Dochází ke snímání signálů, jak ze srdeční tak i z plicní činnosti.

Impedanční pneumografie

Další možností měření dechové frekvence je metoda impedanční pneumografie, která umožňuje měřit všechny objemy a kapacity plic i odpor dýchacích cest. Je založena na principu impedančních změn během dýchání. Využívá se pro tvorbu obrazu plic u novorozenců. Jde o monitorovací metodu, umožňující sledování regionální a celkovou distribuci plynů v plicích.

Elektrodermální odezva (EDR)

Jedná se o záznam změn elektrických vlastností kůže, vyšetřované osoby, při odezvě na určitý psychologický stav.

Nefrologie

Při chronickém selhání ledvin je nutno docházet na dialýzu. Zde je možno pomocí bioimpedance určit poškození ledvin v závislosti na schopnosti vylučovat vodu.

U měření srdečního výdeje

Se uplatňuje bioimpedance pro určení hromadění krve v jednotlivých perifériích, nebo v srdci.[1][5]

2.3. Vztahy pro určení složení těla

Při analýze procentuálního zastoupení tělesného tuku v těle (BF%) je důležité brát v potaz věk (age) a pohlaví (sex). Přičemž mužskému pohlaví patří konstanta 1, naopak u ženského to je 0. Dětské hodnoty (15 let a méně) se samozřejmě od těch dospělých liší, neboť ve vzorci výpočtu hraje roli výška jedince. U dětí může být BF% formulován jako:

$$BF\% = 1,51 \cdot BMI - 0,7 \cdot age + 1,4 \cdot R^2[\%] \quad (9)$$

Pro dospělé:

$$BF\% = 1,2 \cdot BMI + 0,23 \cdot age - 10,8 \cdot sex - 54 \cdot R^2[\%] \quad (10)$$

Na základě regresních rovnic jsou z hodnot impedance vypočteny hodnoty celkové tělesné vody (TBW), procento tělesného tuku (FM), hodnoty aktivní tělesné hmoty (ATH) a buněčné hmoty (BCM). Tekutinu v extracelulárním prostoru (ECW) určíme v případě, že do těla pouštíme proud o nízkých frekvencích (1 až 5kHz). Naopak proud o vysokých frekvencích (50 až 100 kHz) proniká skrze buněčnou membránu, a proto se dá určit celková hodnota vody v těle (TBW).[7]

Rovnice pro výpočet složení těla [9]:

- **Fat Mass FM**

jedná se o celkové množství uloženého tuku v těle. Je složen z několika typů tuků a to podkožní tuk a viscerální tuk. Funkce podkožního tuku je v tepelné izolaci a mechanické ochraně. Viscerální tuk je uložen hlouběji a slouží jako energetická zásobárna a výstelka mezi orgány.

$$FM = W - FFM[kg] \quad (11)$$

- **Fat - Free Mass FFM**

někdy také označován LBM (Lean Body Mass), jedná se o tukuprostou tkáň. Skládá se přibližně z 73% vody, 20% bílkovin a 7% minerálů. Dále se dělí na intracelulární a extracelulární hmotu.

$$FFM = a \cdot S^2 + b \cdot W^2 + c \cdot A + d \cdot R + e[kg] \quad (12)$$

- **Body Cell Mass BCM**

obsahuje všechny metabolicky aktivní tkáně (živé buňky) v těle včetně buněk svalových, orgánových, krevních buněk a buněk imunitního systému. Dále zahrnuje veškerou buněčnou tekutinu (intracelulární a extracelulární)

$$BCM = a \cdot S^2 \cdot \frac{X}{R^2} + b \cdot W + c \cdot A + d[kg] \quad (13)$$

- **Intracellular Water ICW**

jedná se o tekutinu uvnitř buněk. Hlavním elektrolytem je draslík.

$$ICW = a \cdot S^2 \cdot \frac{X}{R^2} + b \cdot W + c \cdot A + d[l] \quad (14)$$

- **Extracellular Mass ECM**

obsahuje všechny metabolicky neaktivní části jako jsou kostní minerály a krevní plazma. Nachází se zde také voda, která je mimo živé buňky.

$$ECM = FFM - BCM[kg] \quad (15)$$

- **Extracellular Water ECW**

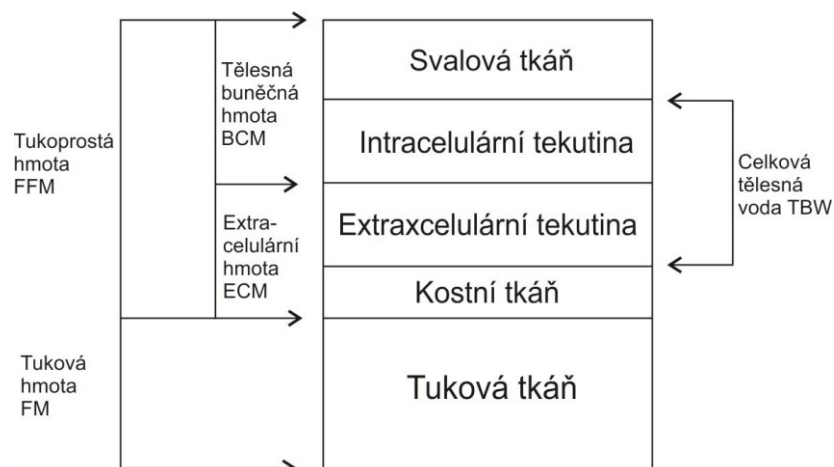
reprezentuje voda, která je mimo živé buňky bez krevních elementů. Hlavním elektrolytem je sodík.

$$ECW = TBW - ICW[l] \quad (16)$$

- **Total Body Water**

jedná se o sumu intracelulární a extracelulární tekutiny.

$$TBW = a \cdot \frac{S^2}{R} + b \cdot W + c \cdot A + d[l] \quad (17)$$



Obrázek 7: Model složení těla.[9]

Trochu jiný přístup k výpočtu složení těla[10]:

$$TBW = 0,327 \cdot \left(\frac{S^2}{R}\right) + 3,05 \cdot (Sex) + 0,142 \cdot (W) - 0,069 \cdot (A) \quad (18)$$

Jako konstanta hydratace se určí číslo 0,73. Protože hmota bez tuku obsahuje až 73% vody. Touto úvahou se dospěje k výpočtu FFM.

$$FFM = \frac{TBW}{0,73} [kg] \quad (19)$$

$$FM = W - FFM [kg] \quad (20)$$

$$BF\% = \frac{FM}{W} \cdot 100[\%] \quad (21)$$

kde:

a, b, c, d, e konstantní koeficienty vypočtené z regresní analýzy,
S stratum, výška [cm],
R rezistence [Ω],
W weight, váha [kg],
A age, věk[roky],
X reaktance [Ω],
Sex pohlaví (žena = 0, muž = 1).

Intracelulární tekutina zabírá 35 - 45% tělesné hmotnosti a extracelulární tekutina 20 - 30% tělesné hmotnosti.

Tabulka 1: Tělesné proporce mužů a žen.

| Tělesné rozložení | muž[%] | žena[%] |
|-------------------|--------|---------|
| Voda | 63 | 56,5 |
| Svaly | 16,5 | 15,2 |
| Minerály | 5,8 | 5,3 |
| Tuk | 15,3 | 23 |

Tabulka 2: Rezistivita tkání a orgánů pro 20 - 100 kHz.[11][22]

| Tkáň | Rezistivita [$\Omega \cdot cm$] |
|-------------------|---|
| Mozkomíšní mok | 65 |
| Plasma | 66 |
| Krev | 150 |
| Játra | 350 - 330 |
| Kosterní svalstvo | 125 - 150 (longitudinálně) 1800 - 2300 (transverzálně) |
| Srdeční sval | 160 - 575 (longitudinálně) 424 - 5181 (transverzálně) |
| Nervová tkáň | 580 |
| Plíce | 727 - 2363 |
| Tuková tkáň | 2060 - 2720 |
| Kosterní tkáň | 16600 |

3. Elektrody

Rozhraní mezi vodiči prvního a druhého typu tvoří elektrody. Přenos náboje ve vodiči prvního typu je zprostředkováván elektrony (drát), zatímco u druhého typu se jedná o ionty (živa tkáň). Právě elektrody jsou převodním prostředníkem mezi těmito rozdílnými rozhraními.

Rozhraní elektroda - elektrolyt má nelineární proudovou - napěťovou charakteristiku, proto pro modelování chování elektrod se využívají nelineární elementy. Zvláště pak charakteristika elektrod je citlivá na proud procházející skrze elektrodu a na relativně velkou proudovou hustotu. Charakteristika elektrod se může značně lišit od nízkých proudových hustot. Elektrodová charakteristika je často časově závislá. Pokud se použije sinusový proudový průběh pro změření chování obvodu elektrod, pak je tato charakteristika frekvenčně závislá. V případě sinusového vstupu se konečná výstupní charakteristika elektrody skládá z rezistentní a reaktivní složky.

Přenos náboje skrze elektrody funguje na základě půl-článekového potenciálu. Jedná se o děj způsobující přechod náboje z vodiče prvního typu do vodiče druhého typu. Vše probíhá na základě chemických reakcí. Hlavními chemickými reakce jsou oxidace a redukce. Médium v němž reakce probíhají, je vodivý gel obsahující převážně ionty Cl^- . Gel tedy sníží odpor kůže, vyplní nerovnosti pokožky a usnadní průchod elektrického proudu. [4][12]

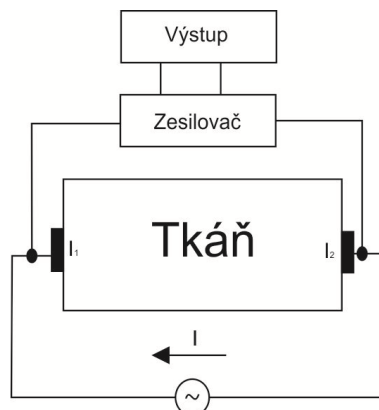
Pro měření budou využity jednorázové nalepovací elektrody s gelovým terčíkem.

3.1. Způsoby měření

Měření bioimpedance je nejvíce využíváno v komerční sféře. Dochází k zjišťování procentuálního zastoupení vody, tuku a svalové tkáně v těle. Vše je prováděno pomocí bioimpedanční analýzy (BIA). BIA je citlivá na stav hydratace organismu a je schopna zachytit příjem nebo ztrátu tekutiny v objemu nižším než 0,5 litrů. Velikost kontaktního povrchu elektrod by neměla být menší než 4cm^2 a přechodový odpor mezi povrchem elektrody a kůží by měl být menší než $250\ \Omega$. [7]

3.2. Dvuelektrodové měření

Principem dvuelektrodového zapojení je, že jedním párem elektrod je jak veden, pak přijímán signál obrázek 8. Tedy je současně těmito elektrodami veden proud a měřeno napětí. Oproti tetrapolárnímu měření je to metoda jednodušší ovšem vcelku nevhodná. To z důvodu toho, že při použití elektrod se do měření impedance tkáně přidává i samotná impedance elektrod.[22]

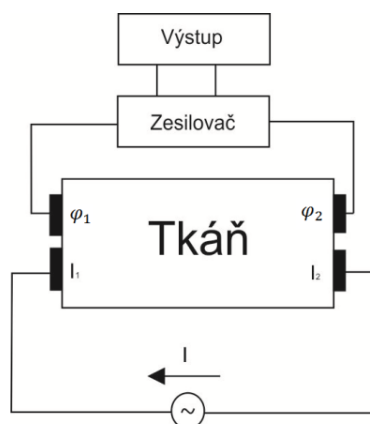


Obrázek 8: Měření pomocí bipolárních elektrod.[22]

3.3. Čtyř-elektrodové měření

V praxi je využíváno tetrapolárního uspořádání elektrod, kdy dvěma vnějšími elektrodami je do těla pouštěn slabý elektrický proud proměnné frekvence a druhou vnitřní dvojicí je snímáno napětí a vyhodnocovaná elektrická impedance, úseku těla, mezi oběma elektrodami obrázek 9.

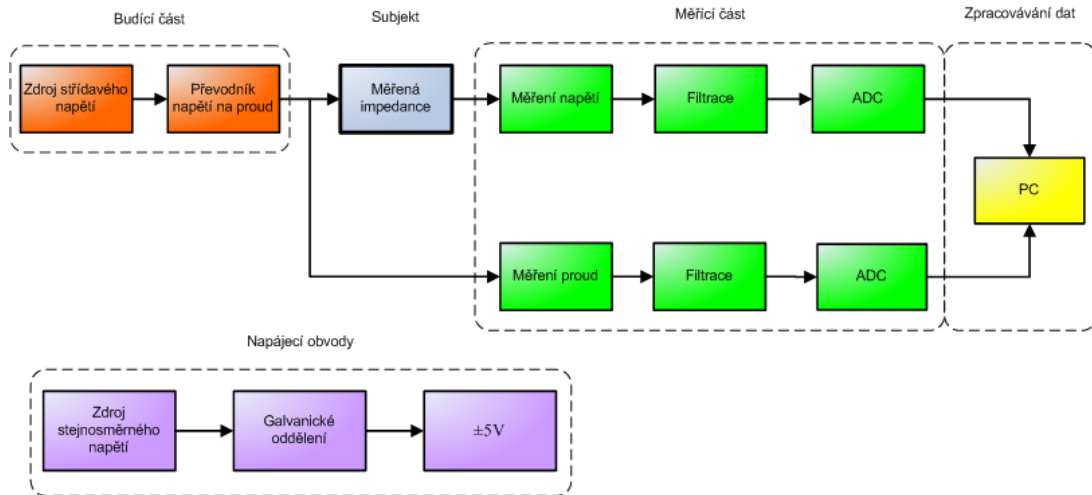
Při tomto zapojení je do tkáně dodáván konstantní proud a to i za předpokladů proměnné frekvence. Zároveň nedochází k ovlivnění hodnoty impedance tkáně hodnotou impedance elektrod.[7][22]



Obrázek 9: Měření pomocí tetrapolárních elektrod.[22]

4. Hardware

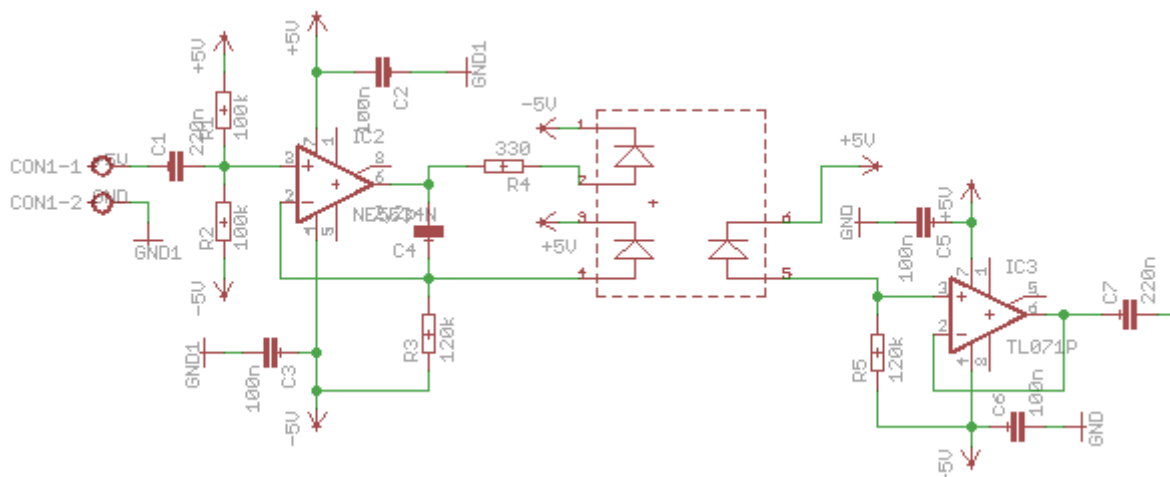
Výsledné zapojení přípravku pro měření bioimpedance bylo navrženo v programu Eagle 5.6.0. Celkové zapojení je složeno z více funkčních bloků obrázek 10, které budou níže blíže popsány. Realizace proběhla na desce plošných spojů. Zařízení je nutno připojit k výukové platformě NI Elvis II. Pomocí níž je zařízení napájeno +15 V a dále probíhá komunikace a zpracování dat v PC.



Obrázek 10: Blokové schéma zapojení.

Zjišťování hodnoty impedance bude probíhat na zvoleném subjektu. Buď to živá tkáň, nebo jakémkoliv jiném modelu (RC články). Měření napětí bude sloužit jakožto kontrolní parametr proudu. Filtrace je realizovaná antialiasingovým filtrem typu dolní propust. Aby nedocházelo k aliasingu, musí být vzorkovací frekvence větší, než dvojnásobek nejvyšší frekvence harmonických složek obsažených ve vzorkovaném signálu. Analogově digitální převodník je elektronická součástka určená pro převod spojitého (neboli analogového) signálu na signál diskretní (digitální).

4.1. Galvanické oddělení signálu



Obrázek 11: Galvanické oddělení.

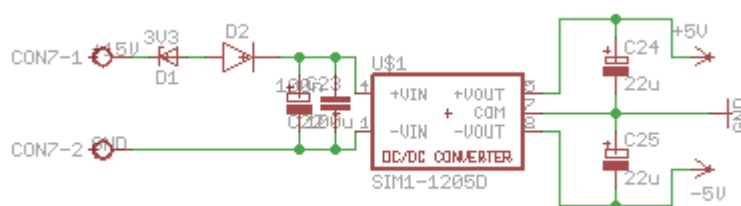
Galvanické oddělení v obvodu je důležitým prvkem pro bezpečnost. V případech, kdy dochází k přímému kontaktu přístroje s organismem, je nutné zajistit, aby nedošlo k přímému vodivému

spojení. Tedy aby se nestalo to, že v případě poruchy dojde k průchodu nebezpečné elektrické veličiny přes přípravek do živé tkáně. Nezbytnou nutností je též oddělení jak signálové, tak napájecí části.

Galvanické oddělení v medicínských aplikacích je možno realizovat několika způsoby. Buď to použití bezpečnostního transformátoru, napájení z baterií nebo optickou cestou.

V tomto případě bylo galvanické oddělení realizováno pomocí zapojení optoelektronicky vazebního členu typu CNR200. Optočlen pracuje na principu jedné LED diody a dvou stejných fotodiod. Přenos signálu je zde zajištěn optickou cestou. Na LED diodu je přiveden vstupní signál. Jedna fotodioda má funkci přenašeče signálu. Přenesený signál se od vstupního liší pouze galvanickým oddělením. Druhá fotodioda plní funkci zpětnovazebnou. [15]

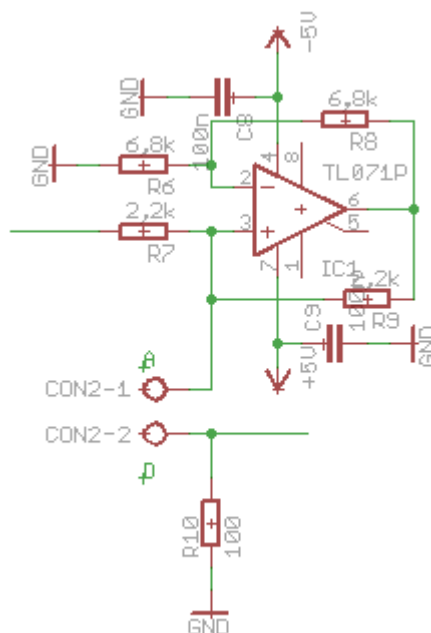
4.2. Galvanické oddělení napájení



Obrázek 12: Galvanicky oddělené napájení.

Celý přípravek je napájen zdrojem +15 V z výukové platformy NI Elvis II. Bylo zde využito DC/DC měniče typu SIM1-1205D. Význam této součásti je hlavně v galvanickém oddělení napájení. Zároveň pak z původních +15V vytvoří $\pm 5V$. Toto napětí je pak použito k napájení operačních zesilovačů v elektrickém obvodu. Dioda D2 plní funkci ochrany před přepólování při záměně polarity napájecích kabelů.

4.3. Zdroj proudu



Obrázek 13: Howlandova pumpa.

Dalším prvkem bezpečnosti bylo zajištění konstantního proudu, a to jak při změně odporu, tak při změně frekvence. Tyto parametry splňuje speciální zapojení s operačním zesilovačem zvané Howlandova pumpa obrázek 13.

Jedná se o zapojení, které dodává do elektrického obvodu konstantní proud. V tomto konkrétním případě 1mA. Poměr odporů musím být dodržen dle vzorce:

$$\frac{R_7}{R_9} = \frac{R_6}{R_8} \quad (22)$$

Pak se proud protékající elektrodami A a D vypočítá:

$$I_e = \frac{U_g}{R_7}, \quad (23)$$

kde:

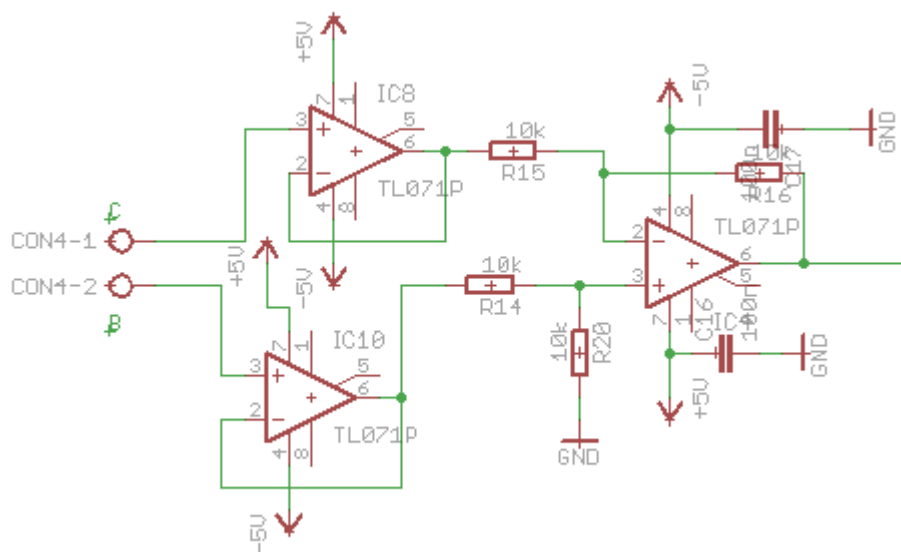
U_g napětí generátoru sinusového průběhu s amplitudou 2 V [V],

I_e proud tekoucí elektrodami do tkáně [mA],

R_7 odpor ze zapojení na obrázku 8 [kΩ].

Howlandova pumpa se dá také popsat jako zdroj konstantního proudu s diferenčními vstupy, jež je řízený napětím. [16][17]

4.4. Měřicí část



Obrázek 14: Přístrojový zesilovač.

Měřicí část je tvořena přístrojovým zesilovačem. Ten je složen ze dvou sledovačů a jednoho diferenčního operačního zesilovače.

Sledovač

Jedná se o neinvertující zapojení operačního zesilovače. Nedochází k žádné změně výstupního signálu oproti vstupnímu. Zesílení je tedy 1. Jeho vlastností je výrazně velký vstupní odpor

Diferenciální operační zesilovač

Podstatou zapojení je zesílení rozdílů dvou vstupních signálů, přičemž vstupní signály dosahují podobných hodnot. Pro správnost a funkčnost zapojení je nutno dodržet vztah mezi odpory v zapojení:

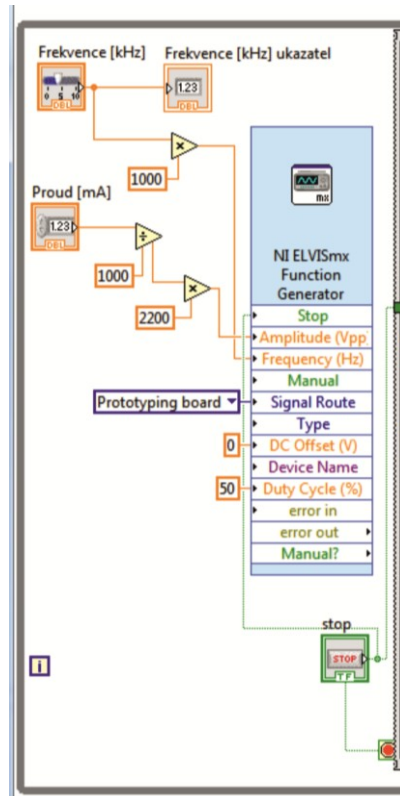
$$\frac{R_{16}}{R_{15}} = \frac{R_{20}}{R_{14}} \quad (24)$$

[18][16][19]

5. Software

Software byl realizován ve vývojovém prostředí programu NI Labview 2011 verze 11.0. Jeden z důvodů použití právě zmíněného programu, bylo to, že Labview je schopný komunikovat s vývojovou platformou NI Elvis II. Celé blokové schéma softwaru je zobrazeno v příloze V.

5.1. Funkční generátor

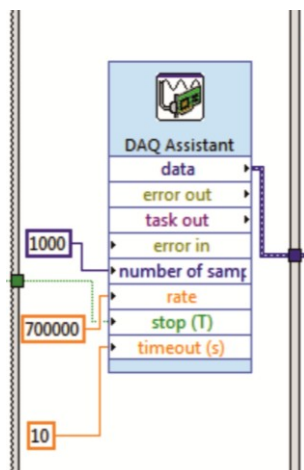


Obrázek 15: Blok funkční generátor.

V bloku funkčního generátoru je možno nastavit typ výstupní křivky, nastavení frekvence a pracovní cyklus generovaného signálu. Nabízí možnost ovládání hardwarově (platforma NI Elvis II) nebo softwarově. Po uvážení a přečtení nápovědy k funkčnímu generátoru bylo dospěno k názoru, že hardwarové ovládání bude zamítnuto.

Funkční generátor generuje sinusový signál o zvolené frekvenci, v našem případě v rozmezí od 1 kHz do 200 kHz s krokem 100 Hz nastavitelnou amplitudou 2 V. Změnou amplitudy signálu můžeme měnit velikost budícího proudu dle vztahu (23).

5.2. Měření napětí

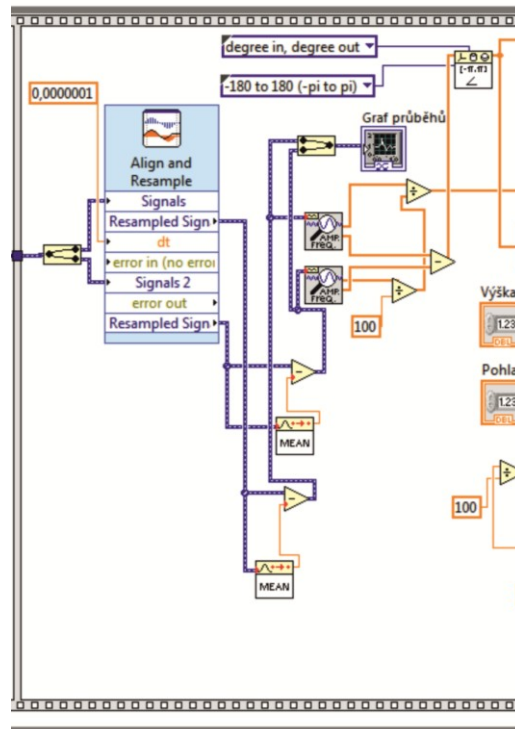


Obrázek 16: Blok pro měření napětí a vzorkování signálu.

DAQ Assistant je blok určený k měření napětí na vstupu AD převodníku. Lze si vybrat z nabídky měření napětí střídavého nebo napětí stejnosměrného. Dále se zde nastavuje vzorkovací frekvence, která je nastavena na maximální možnou hodnotu 700 kHz. Do bloku DAQ Assistant vstupují dva měřené signály. Zde jsou detekovány a poslány k dalšímu bloku k následnému zpracování. Výstupními signály z DAQ Assistant jsou napětí a proud měřené na zvoleném přípravku např. RC článek nebo tkáň.

Nastavitelné bloky ze zapojení na obrázku 16 slouží k změně frekvence (od 20 kHz do 200 kHz) a amplitudy sinusového signálu (1 nebo 2 mA). K hodnotě výsledného měřeného proudu se dostaneme pomocí měření nepřímou metodou. Dochází k převodu úbytku napětí, které vzniká na odporu dané hodnoty ($R_{10} = 100 \Omega$ - obrázek 20) na proud.

5.3. Převzorkování signálu



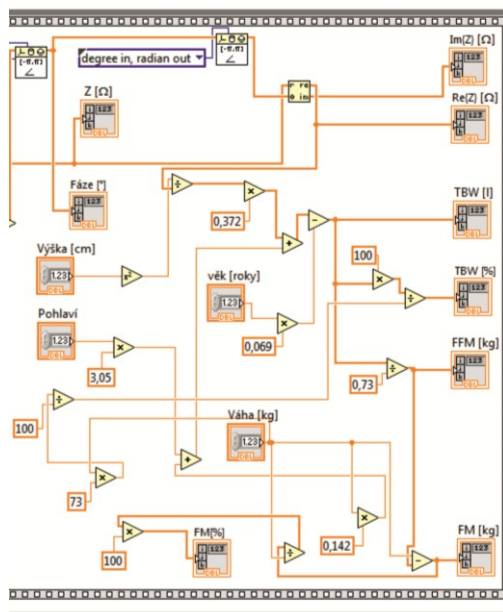
Obrázek 17: Blok pro následnou úpravu signálu s detekcemi amplitudy a fáze.

Blok Align and Resample v podstatě interpoluje vzorkovaný signál. Využíváme spline interpolaci s krokem 100 ns mezi vzorky. Signál je pak mnohem čitelnější a lze z něj přesněji určit fázový posuv mezi napětím a proudem.

Bloky Extract Single Tone Information VI jsou zde využity pro určení amplitud signálů a okamžité fáze. Respektive podíl hodnot amplitud odpovídá absolutní hodnotě impedance. Pro zjištění fáze jsou od sebe odečteny výstupy pro detekci fáze.

Blok Wram Angle umožňuje převod mezi různými jednotkami pro určení velikosti úhlů. V blokovém schéma obrázek 17 dochází k převodu stupně na radiány. Dále umožňuje nastavení rozsahu úhlů. V tomto případě se pohybujeme v uzavřeném intervalu zprava i zleva od -180° do 180° .

5.4. Početní část



Obrázek 18: Bloky pro výpočet TBW a FM.

Finální výpočty jsou realizovány matematickými bloky, které fungují čistě numericky. Vzorce pro výpočet jsou uvedeny v kapitole 2.3 Vztahy pro určení složení těla (19), (20), (21).

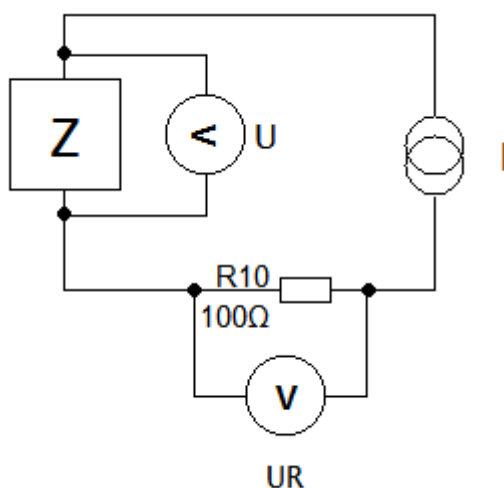
6. Praktická část

Hlavním cílem praktické části bylo ověření funkčnosti měřícího přípravku pro měření bioimpedance lidské tkáně. Nejprve místo tkáně byl použit RC článek. Ověření probíhalo vypočtením charakteristických hodnot RC článku a následně byly tyto hodnoty porovnány s hodnotami výstupními. Jako druhý krok ověření bylo provedeno měření bioimpedance živé tkáně. Výsledky měření se poté porovnaly s výsledky, které byly získané na komerčním přístroji typu Tanita BC 545.



Obrázek 19: Bioimpedanční váha Tanita BC 545.

Schéma obrázku 20 znázorňuje princip měření bioimpedance. Blok Z reprezentuje model (RC článek, živá tkáň), na kterém je měřená impedance. Proudový zdroj dodává do elektrického obvodu konstantní střídavý proud hodnoty 1 mA. Napětí U reprezentuje úbytek napětí na zátěži při průchodu proudem I. Elektrický proud I_Z protékající zátěží Z je měřen nepřímou metodou. A to tak, že se měří úbytek napětí U_R na známém odporu R_{10} . Hodnotu proudu tedy zjistíme výpočtem dle vzorce (25)



Obrázek 20: Schéma měřícího obvodu.

$$I_R = \frac{U_R}{R} = I_Z [\text{mA}] \quad (25)$$

Výpočet mezní frekvence:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} [\text{kHz}], \quad (26)$$

kde:

f_m mezní frekvence [Hz],

R odpor [Ω],

C kondenzátor [F].

Vzorec pro výpočet impedance:

$$Z = R - jX_C \quad (27)$$

kde:

Z impedance [Ω],

R reálná část impedance [Ω],

X_C reaktance - imaginární část impedance [Ω].

Výpočet reaktance.

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (28)$$

Reálná část impedance:

$$Z\{Re\} = R \quad (29)$$

Imaginární část impedance:

$$Z\{Im\} = -jX_C \quad (30)$$

6.1. Experimentální pokusy

a) RC článek

Úkolem bylo zjištění pomocí výpočtu hodnotu mezní frekvence, reálné a imaginární části impedance, za předpokladů, že hodnoty R a C jsou známe. Důvod, proč byla zjišťována mezní frekvence, byl ten, že fázor impedance leží přesně v polovině mezi reálnou a imaginární částí. Tedy svírá úhel 45° s osou x . Reálná a imaginární hodnota impedance by při mezní frekvenci měli být velikostně shodné.

Výpočty

Výpočty vycházely ze vzorců (26), (27), (28), (29) a (30).

- $R = 680\Omega, C = 4,7nF$

Mezní frekvence:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 680 \cdot 4,7 \cdot 10^{-9}} = 49,7 \text{ kHz}$$

Impedance:

$$Z = 488 \cdot e^{-j \cdot 45^\circ}$$

$$Z = 488 \cdot \{\cos(-45^\circ) + j\sin(-45^\circ)\} = 488 \cdot (0,7 - j0,7) = 345,07 - j345,07$$

$$Z\{Re\} = 345,07$$

$$Z\{Im\} = -j345,07$$

- $R = 680\Omega, C = 3,3nF$

Mezní frekvence:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 680 \cdot 3,3 \cdot 10^{-9}} = 70,9kHz$$

Impedance:

$$Z = 502 \cdot e^{-j \cdot 45^\circ}$$

$$Z = 502 \cdot \{\cos(-45^\circ) + j\sin(-45^\circ)\} = 502 \cdot (0,7 - j0,7) = 354,97 - j354,97$$

$$Z\{Re\} = 354,97$$

$$Z\{Im\} = -j354,97$$

- $R = 2,9k\Omega, C = 2,2nF$

Mezní frekvence:

$$f_m = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 2,9 \cdot 10^3 \cdot 2,2 \cdot 10^{-9}} = 24,9kHz$$

Impedance:

$$Z = 2385 \cdot e^{-j \cdot 45^\circ}$$

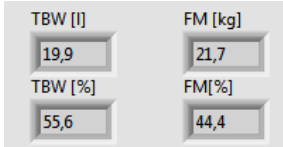
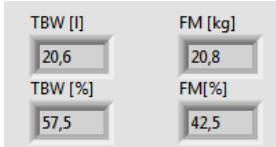
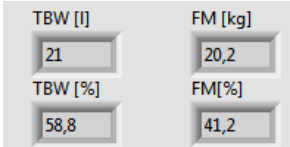
$$Z = 2385 \cdot \{\cos(-45^\circ) + j\sin(-45^\circ)\} = 2385 \cdot (0,7 - j0,7) = 1686 - j1686$$

$$Z\{Re\} = 1686$$

$$Z\{Im\} = -j1686$$

b) Vliv změny frekvence na hodnotu bioimpedance

Tabulka 3: Změřené hodnoty při změně frekvence (20kHz, 50kHz, 100kHz).

| | | |
|--|--|---|
|  <p>Obrázek 21: 20 kHz</p> |  <p>Obrázek 22: 50 kHz</p> |  <p>Obrázek 23: 100 kHz</p> |
|--|--|---|

Proběhly tři stejná měření na jedné osobě. Jediným proměnným parametrem byla frekvence. Z tabulky 3 je patrná tendence zvyšování obsahu vody s rostoucí frekvencí. To je způsobeno faktem, že buněčné membrány pustí proud do nitra buňky až od vyšších frekvencí než 50 kHz. Další pozorující trend je v desetinném úbytku tukové hmoty při zvyšování frekvence. Buňky tukové tkáně obsahují cytoplazmatickou tekutinu a při zvýšení frekvence pronikne proud i do těchto buněk.

c) Bioimpedance živé tkáně

Zde docházelo k porovnání výsledků získaných z bioimpedanční váhy Tanita BC 545 obrázek 19 a z výsledků z měřicího přípravku. Testu byl prováděn na 5 osobách různých věkových kategorií. Nejprve probíhalo měření na bioimpedanční váze. Jedná se o komerčně dostupný prostředek využívaný ve fitness centrech nebo výživových poradnách. Měřená osoba se postaví na váhu a do rukou uchopí výsuvná madla. Je třeba omezit pohyb. Tanita BC 545 zanalyzuje složení těla. Lze jí určit obsah celkové vody v těle (TBW) v procentech, obsah tuku v těle (FM) v procentech. Tyto dva parametry byly nejdůležitější, neboť stejnou vlastnost splňuje i měřicí přípravek.



Obrázek 24: Umístění měřicích (B, C) a budících (A, D) elektrod.

6.2. Výsledky

Hodnoty změření i vypočítané byly zaneseny do tabule uvedených níže.

Tabulka 4: Srovnání hodnot RC modelu dosažené výpočtem a změřením.

| Výpočet | | | Měřicí přípravek | | |
|-------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| f_m [kHz] | $\text{Re}\{Z\}$ | $\text{Im}\{Z\}$ | f_m [kHz] | $\text{Re}\{Z\}$ | $\text{Im}\{Z\}$ |
| 49,8 | 345,1 | -345,1 | 50,9 | 344,6 | -344,6 |
| 70,9 | 354,9 | -354,9 | 73,6 | 356 | -353,9 |
| 24,9 | 1686 | -1686 | 24,8 | 1688 | -1685 |

Tabulka 5: Měření bioimpedance živé tkáně na měřicím přípravku.

| Měřicí přípravek | | | | | |
|------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 1. osoba | 2. osoba | 3. osoba | 4. osoba | 5. osoba |
| TBW [l] | 27 | 24,4 | 39,1 | 22,1 | 30,94 |
| TBW [%] | 58,8 | 55,8 | 63,7 | 63,1 | 47,1 |
| FM [kg] | 25,9 | 26,5 | 30,5 | 17,7 | 44,1 |
| FM [%] | 41,2 | 44,2 | 36,3 | 36,9 | 49 |

Tabulka 6: Měření bioimpedance živé tkáně na bioimpedanční váze Tanita BC 545.

| Tanita BC 545 | | | | | |
|----------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 1. osoba | 2. osoba | 3. osoba | 4. osoba | 5. osoba |
| TBW [l] | 25,2 | 23,3 | 38,1 | 20,91 | 27,5 |
| TBW [%] | 54,8 | 53,1 | 62,1 | 59,7 | 42 |
| FM [kg] | 25,8 | 27,2 | 30 | 18,7 | 44,2 |
| FM [%] | 40,9 | 45,3 | 35,7 | 38,9 | 49,1 |

Závěr

Ve své bakalářské práci jsem se zabývala návrhem měřicího přípravku pro měření bioimpedance. Ten jsem realizovala, jak softwarově tak hardwarově. Měření probíhá v rozsahu frekvencí od 20 kHz do 200 kHz. Hodnotu proudu lze zvolit ze dvou variant a to, buď 1 mA, nebo 2 mA.

Důležitým faktorem pro získání reálných hodnot bioimpedance je dodržování správnosti měření. Musíme si uvědomit, že nadměrná hydratace, ale také dehydratace výrazně zkreslí výstupní hodnoty. Se změnami psychické pohody dochází k chemickým i elektrickým změnám pokožky. Proto by měření mělo probíhat v prostředích nestresujících. Zhruba ve stejnou denní dobu.

V praktické části jsem ověřovala, na kolik je měřicí přípravek schopný dosáhnout reálných hodnot. Po srovnání těchto hodnot jsem dospěla k závěru, že vniklé odchylky měření nemají zásadní vliv na správnost hodnot a proto mohu říct, že měřicí přípravek úspěšně obstál ve zkušební části.

Literatura

- [1] GRIMNES, Severre a MARTINSEN Ørjan Grøttem. *Bioimedance and bioelectricity basic*. Great Britain: Elseveir, 2008, 471 s. 2. ISBN 978 - 0 - 12 - 374004 - 5.
- [2] VALEČKO, Zdeněk. *Bioelektronika v amatérské praxi*. 1.vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 223 s. ISBN 80-730-0122-5.
- [3] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [4] CHMELÁŘ, Milan. *Medical Electronic Equipment: Part 1*. 1st Ed. Brno: Vysoké učení technické, 1998. 127 s. ISBN 80-720-4090-1.
- [5] *IEEE transactions on bio-medical engineering / Bio-medical Engineering Group*. Florida: IEEE, 2012, roč. 59, č. 6. ISSN 0018-9294.
Dostupné z:
<http://ieeexplore.ieee.org/servlet/opac?punumber=10>
- [6] DEURENBERG, PAUL, JAN A. WESTSTRATE a JAAP C. SEIDELL. Body mass index as a measure of body fatness: age- and sexspecific. *British Journul oj Nutrition*. 1991, č. 65, s. 105-114.
- [7] STABLOVÁ, Andrea, Iva SKOROCKÁ a Václav BUNC. *Bioimpedanční metody používané v Laboratoři sportovní motoriky*. UK FTVS, Praha. Dostupné z: www.lekarna-invest.cz/downloads/P1-010-e.pdf
- [8] KYLE, Ursula G. et al. Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methodes. *Clinical Nutrittion*. 2004, roč. 23, č. 5, s 1226-1243. ISSN 0261-5614. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004.
Dostupné z:
<http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0261-5614/PIIS0261561404000937.pdf>.
- [9] BIODYNAMICS CORPORATION. *Working with patient: sumary of parametrs* [online]. 2013 [cit. 2013-01-19]. Dostupné z: <http://www.biodyncorp.com/tools/450/parameters.html>
- [10] LUKASKI and BOLONCHUK (1988) Formula for total body water. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 59, p. 1163-1169
- [11] GRUNES, Richard a Karel ROUBÍK. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. *Lékař a technika*. 2008, č. 1, 42 - 47.
- [12] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [13] Střídavé elektrické obvody. *Www.gymzn.cz* [online]. 2009 [cit. 2013-04-30]. Dostupné z: <http://www.gymzn.cz/fyzika/Elektropracoviste/P%F8%EDprava%20protokol%F9%20pro%20IET1/Impedance.doc>.
- [14] CALLEGARO, Luca. *Electrical impedance: principles, measurement, and applications*. Boca Raton: CRC Press, c2013, xxiii, 284 p. Sensors series. ISBN 14-398-4910-2. Dostupné z:
<http://books.google.cz/books?id=M74ecVj5q9UC&printsec=frontcover&dq=impedance&hl>

=cs&sa=X&ei=Zdd_UazxHIT2sgbMuod4Bg&redir_esc=y#v=onepage&q=impedance&f=false

- [15] BABČANÍK, Ing. Jan. *Předzesilovač 5.1 s optickým oddělením* [online]. 9. 10. 2006 [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: <http://www.hw.cz/navrh-obvodu/predzesilovac-51-s-optickym-oddelenim.html>
- [16] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002, 495 s. ISBN 80-730-0059-8.
- [17] AN-1515 A Comprehensive Study of the Howland Current. AN-1515 A *Comprehensive Study of the Howland Current* [online]. 2008, SNOA474A, duben 2013 [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/snoa474a/snoa474a.pdf>
- [18] *Op amps for everyone*. 3rd ed. Editor Mancini Ron, Bruce Carter. Amsterdam: Elsevier, Newnes, 2009, xxiv, 615 s. Texas Instruments. ISBN 978-1-85617-505-0. Dostupné z: http://books.google.cz/books?id=nnCNSjpjCJIC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbbs_g_e_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false
- [19] Operační zesilovač. *Outech-Havířov* [online]. [cit. 2013-05-02]. Dostupné z: http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna_eltech/ea/oz.pdf
- [20] JURÁNKOVÁ, Bc. Michaela. *Rovnováha tělesných komponent vybraných věkových skupin populace žen ČR* [online]. Brno, 2012 [cit. 2013-05-03]. Dostupné z: http://is.muni.cz/th/259613/fsps_m/diplomova_prace.pdf. Diplomová práce. Masarykova univerzita.
- [21] *Bioimpedance*. [online]. 2004 [cit. 2013-05-03]. Dostupné z: <http://old.lf3.cuni.cz/biofyzika/doc/02bioimpedance.pdf>
- [22] TABUENCA, Javier Garcia. Multichannel bioimpedance measurement. *Multichannel bioimpedance measurement* [online]. 2009 [cit. 2013-05-04]. Dostupné z: http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/7579/1/thesis_javier_gracia.pdf

Seznam Příloh

| | |
|---------------------|-----------------------------|
| PŘÍLOHA I. | Laboratorní úloha CZ |
| PŘÍLOHA II. | Laboratorní úloha EN |
| PŘÍLOHA III. | Schéma zapojení obvodu |
| PŘÍLOHA IV. | Hardware + foto |
| PŘÍLOHA V. | Program vytvořený v Labview |
| PŘÍLOHA VI. | Vizuální podoba programu |
| PŘÍLOHA VII. | CD |

Příloha I

Laboratorní úloha pro měření bioimpedance

a) Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- měřit impedanci RC článku a bioimpedanci tkáně za účelem vyhodnocení celkové vody a tuku v tkáních.
- pomocí softwaru vyhodnotit zastoupení vody a tuku ve tkáni.
- pochopíte, jak funguje bioimpedanční analýza BIA. K čemu je metoda BIA užitečná.
- určit výhody a nevýhody spojené s měřením.

b) Zadání

1. Složení měřicího řetězce.
2. Měření impedance RC článku
3. Měření bioimpedance živé tkáně. Stanovení fázového posunu, množství vody a tuku v těle a porovnání s tabulkovými hodnotami.

c) Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

- přiložené bakalářské práce na téma Měření bioimpedance lidského těla.
- programu Labview a výukové platformy NI Elvis II

Zaměřte svoji pozornost na následující témata:

- správné zapojení měřicího přípravku
- BIA analýza
- správné rozmístění nalepovacích elektrod

d) Použité vybavení

- NI Elvis II
- PC
- program Bioimpedance.exe
- přípravek pro měření bioimpedance
- RC článek
- propojovací drátky
- software
- nalepovací elektrody

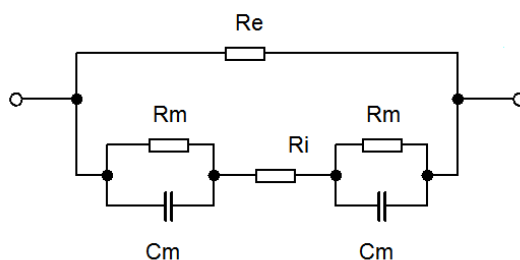
e) Teoretický rozbor

Měření bioimpedance je neinvazivní a nebolestivá metoda měření elektrických vlastností tkáně. Každá buněčná struktura se vyznačuje svými elektrickými vlastnostmi. Postup je takový, že tkání prochází

konstantní střídavý proud v hodnotě 1 mA. Zároveň je měřeno napětí tkáně. Impedance je tedy spočtena z amplitudových a fázových posunů mezi původním a naměřeným signálem.

Bioimpedance má rozličné využití. Jejímí hlavními přednostmi je, že dokáže určit jak statické vlastnosti, tak i proměnné vlastnosti tkáně. Mezi statické vlastnosti patří zjišťování množství tkáně. Tedy množství tuku a vody v těle. Proměnné vlastnosti ukazují změny tkáně v čase, jako je dýchání a změna průtoku krve.

Měření bude probíhat za pomoci elektrod. Velkou překážkou v přesnosti měření bude fakt, že elektrické vlastnosti živého organismu jsou vcelku rychle se měnícím parametrem. Na stavu organismu se podepíší jak vnější, tak vnitřní vlivy. [2]



Obrázek 1: Náhradní schéma buňky.

Na obrázku 1 se nachází náhradní schéma buňky v elektrotechnickém pojetí. Odpor R_e značí odpor extracelulární tekutiny, odpor R_i intracelulární tekutiny. Paralelní zapojení R_m a C_m představuje reálnou a imaginární složku impedance buněčné membrány. Každá živá tkáň lidského organismu se dá simulovat takovýmito zapojeními. [12]

Hodnota měrného odporu u biologické membrány je $100 \, \Omega \cdot m^{-2}$ a kapacitní odpor je $1 \, \mu F \cdot cm^{-2}$. Zatímco odpor intracelulární tekutiny je menší než $100 \, \Omega \cdot m^{-1}$ a extracelulární je $60 \, \Omega \cdot m^{-1}$. [22]

Při analýze procentuálního zastoupení tělesného tuku v těle ($BF\%$) je důležité brát v potaz věk (age) a pohlaví (sex). Přičemž mužskému pohlaví patří konstanta 1, naopak u ženského to je 0. Dětské hodnoty (15 let a méně) se samozřejmě od těch dospělých liší, neboť ve vzorci výpočtu hraje roli výška jedince.

Na základě regresních rovnic jsou z hodnot impedance vypočteny hodnoty celkové tělesné vody (TBW), procento tělesného tuku (FM), hodnoty aktivní tělesné hmoty (ATH) a buněčné hmoty (BCM). Tekutinu v extracelulárním prostoru (ECW) určíme v případě, že do těla pouštíme proud o nízkých frekvencích (1 až 5 kHz). Naopak proud o vysokých frekvencích (50 až 100 kHz) proniká skrze buněčnou membránu, a proto se dá určit celková hodnota vody v těle (TBW). [7]

Rovnice pro výpočet složení těla [9]:

- **Fat Mass FM**

jedná se o celkové množství uloženého tuku v těle. Je složen z několika typů tuků a to podkožní tuk a viscerální tuk. Funkce podkožního tuku je v tepelné izolaci a mechanické ochraně. Viscerální tuk je uložen hlouběji a slouží jako energetická zásobárna a výstelka mezi orgány.

$$FM = W - FFM[kg] \quad (31)$$

- **Fat - Free Mass FFM**

někdy také označován LBM (Lean Body Mass), jedná se o tukoprostou tkáň. Skládá se přibližně z 73% vody, 20% bílkovin a 7% minerálů. Dále se dělí na intracelulární a extracelulární hmotu.

$$FFM = a \cdot S^2 + b \cdot W^2 + c \cdot A + d \cdot R + e[kg] \quad (32)$$

- **Body Cell Mass BCM**

obsahuje všechny metabolicky aktivní tkáně (živé buňky) v těle včetně buněk svalových, orgánových, krevních buněk a buněk imunitního systému. Dále zahrnuje veškerou buněčnou tekutinu (intracelulární a extracelulární)

$$BCM = a \cdot S^2 \cdot \frac{X}{R^2} + b \cdot W + c \cdot A + d[kg] \quad (33)$$

- **Intracellular Water ICW**

jedná se o tekutinu uvnitř buněk. Hlavním elektrolytem je draslík.

$$ICW = a \cdot S^2 \cdot \frac{X}{R^2} + b \cdot W + c \cdot A + d[l] \quad (34)$$

- **Extracellular Mass ECM**

obsahuje všechny metabolicky neaktivní části jako jsou kostní minerály a krevní plazma. Nachází se zde také voda, která je mimo živé buňky.

$$ECM = FFM - BCM[kg] \quad (35)$$

- **Extracellular Water ECW**

reprezentuje voda, která je mimo živé buňky bez krevních elementů. Hlavním elektrolytem je sodík.

$$ECW = TBW - ICW[l] \quad (36)$$

- **Total Body Water**

jedná se o sumu intracelulární a extracelulární tekutiny.

$$TBW = 0,327 \cdot \left(\frac{S^2}{R}\right) + 3,05 \cdot (Sex) + 0,142 \cdot (W) - 0,069 \cdot (A) \quad (37)$$

Jako konstanta hydratace se určí číslo 0,73. Protože hmota bez tuku obsahuje až 73% vody. Touto úvahou se dospěje k výpočtu FFM.

$$FFM = \frac{TBW}{0,73} [kg] \quad (38)$$

$$FM = W - FFM[kg] \quad (39)$$

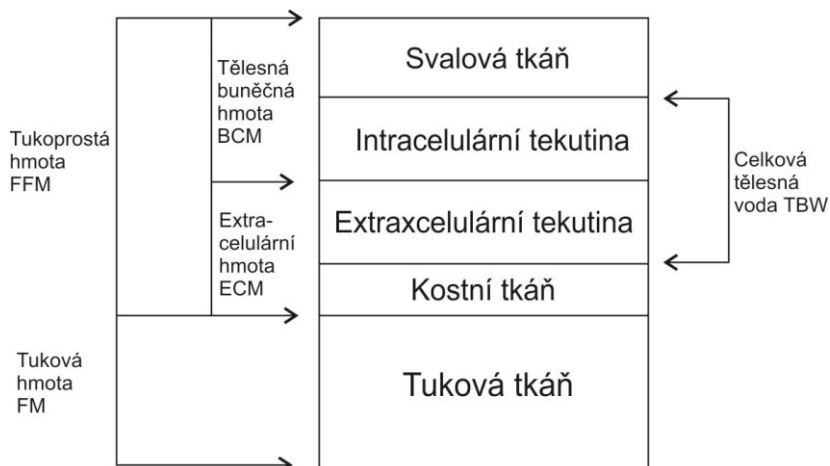
$$BF\% = \frac{FM}{W} \cdot 100[\%] \quad (40)$$

kde:

a, b, c, d, e konstantní koeficienty vypočtené z regresní analýzy,
S stratum, výška [cm],
R rezistence [Ω],
W weight, váha [kg],
A age, věk[roky],

X reaktance [Ω],
 Sex pohlaví (žena = 0, muž = 1).

Intracelulární tekutina zabírá 35 - 45% tělesné hmotnosti a extracelulární tekutina 20 - 30% tělesné hmotnosti.



Obrázek 2: Model složení těla.[9]

Tabulka 7: Tělesné proporce muže a žen.

| Tělesné rozložení | muž[%] | žena[%] |
|-------------------|--------|---------|
| Voda | 63 | 56,5 |
| Svaly | 16,5 | 15,2 |
| Minerály | 5,8 | 5,3 |
| Tuk | 15,3 | 23 |

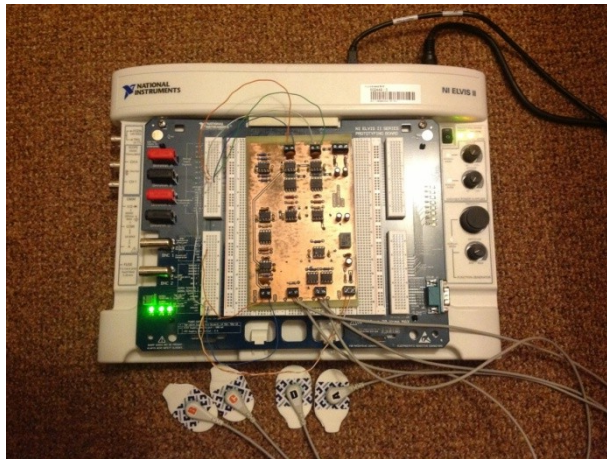
Tabulka 8: Rezistivita tkání a orgánů pro 20 - 100 kHz.[11][22]

| Tkáň | Rezistivita[$\Omega \cdot cm$] |
|-------------------|---|
| Mozkomíšní mok | 65 |
| Plasma | 66 |
| Krev | 150 |
| Játra | 350 - 330 |
| Kosterní svalstvo | 125 - 150 (longitudinálně) 1800 - 2300 (transverzálně) |
| Srdeční sval | 160 - 575 (longitudinálně) 424 - 5181 (transverzálně) |
| Nervová tkáň | 580 |
| Plíce | 727 - 2363 |
| Tuková tkáň | 2060 - 2720 |
| Kosterní tkáň | 16600 |

f) Pracovní postup

Postup k bodu č. 1 Složení měřicího řetězce.

Propojte měřicí přípravek pro měření bioimpedance pomocí drátků k výukové platformě NI Elvis II. Dbejte na správnost polaritu napájení. Na ploše PC otevřete program Bioimpedance.exe. Seznamte se s fungováním měřicího programu Labview. Popište jednotlivé funkční bloky měřicího přípravku. K čemu slouží a jak pracují?

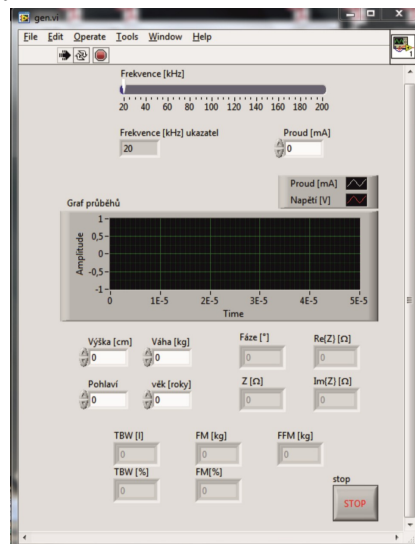


Obrázek 3: Správné zapojení měřicího přípravku.

Postup k bodu č. 2 Měření impedance RC článku.

Na výstupy A - D připojte měřicí drátky. Zapojte v nepájovém poli NI Elvis II RC člen. Nejprve paralelně pak sériově. Zapněte NI Elvis II. Sledujte výstupní napětí a proud v programu Labview. Vypočítejte mezní frekvenci RC článku. Jaké hodnoty dosahuje fázový úhel při nastavení frekvence na mezní hodnotu? Jaká je reálná a imaginární složka impedance?

Výsledky ověřte se svými výpočty a uveďte v tabulce.



Obrázek 4: Vizualní prostředí programu.

Postup k bodu č. 3 Měření bioimpedance živé tkáně.

Místo drátků pro snímání proudu a napětí připojte elektrody. Dodržujte písemnou shodu elektrod a desky plošných spojů. Vyvarujte se pohybových artefaktů. Spust'te program Bioimpedance.exe. Proved'te měření pro 3 frekvence 20 kHz, 50 kHz a 100 kHz. Ke každému měření si uložte snímky. Měření proved'te na všech členech skupiny. Zjistěte, jak na tom jste po fyziologické stránce. Jsou naměřené hodnoty reálné?

g) Výsledky

V protokolu uveďte vaše hodnoty vody a tuku v těle. Uveďte, zda došlo ke změně impedance při měření paralelního a sériového RC členu. Protokol doplňte obrázky a výpočty.

h) Kontrolní otázky

1. Pro jaké účely se využívá měření bioimpedance lidské tkáně?
2. Proč se měří na RC članku a ne na RL članku?
3. Jaké faktory negativně ovlivňují správnost měření?
4. Jak funguje Howlandova pumpa?
5. Jak fungují a k čemu jsou optočleny v zapojení?
6. Setkali jste se někdy s tímto způsobem měření?

Příloha II

A laboratory task for bioimpedance measurement

a) Target

Through this laboratory task, you will learn:

- to measure an impedance of the RC element and the bioimpedance of the tissue in order to evaluate the overall water and fat in tissues.
- using software to evaluate the representation of the water and fat in a tissue.
- how bioelectrical impedance analysis BIA works. What is the BIA method for.
- to identify advantages and disadvantages associated with measurement.

b) Task

7. The composition of a measuring chain.
8. The impedance measurement of the RC element.
9. The bioimpedance measurement of a living tissue. Determination of a phase shift, an amount of water and fat in the body compared to table-valued parameters.

c) Fundamental knowledge

This task requires the knowledge of:

- the attached bachelor thesis on The bioimpedance measurement of a human body.
- the Labview program and learning platform NI Elvis II

Focus your attention on following topics:

- correct connection of a measuring device
- BIA analysis
- correct distribution of self-adhesive electrodes

d) Used equipment

- NI Elvis II
- PC
- Bioimpedance.exe program
- a device for bioimpedance measurement
- RC element
- connecting wires
- software
- self-adhesive electrodes

e) Theoretical analysis

The bioimpedance measurement is a non-invasive and painless method of measuring the electrical properties of tissue. Every cell structure is characterised by its electrical properties. A constant alternating current of 1 mA is applied on the tissue. Simultaneously a tissue tension is measured.

Therefore an impedance is calculated from the amplitude and phase shifts between the original and the measured signal.

Bioimpedance has various uses. Its main advantage is that it can determine both static and variable properties of the tissue. One of the static properties is determining the amount of the tissue, thus the amount of fat and water in the body. Variable properties show changes of tissue in time, such as breathing and change of blood flow.

Measurement will be conducted by electrodes. A major obstacle in the accuracy of a measurement is the fact that the electrical properties of a living organism are quite fast changing parameter. A condition of the body is affected by both external and internal factors. [2]

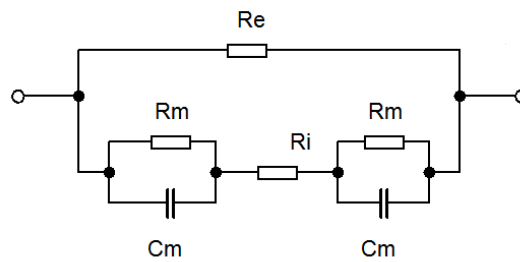


Figure 1: An alternative scheme of a cell.

On Figure 1, there is an alternative scheme of a cell as an electrotechnical concept. R_e resistance is a resistance of an extracellular fluid, R_i resistance is a resistance of an intracellular fluid. Parallel circuit of R_m and C_m represents real and imaginary component of a cell membrane impedance. Every living tissue of a human body can be simulated by such connections. [12]

The resistance in biological membranes is $100 \Omega \cdot m^{-2}$ and capacitance is $1 \mu F \cdot cm^{-2}$. While the resistance of intracellular fluid is less than $100 \Omega \cdot m^{-1}$ and extracellular is $60 \Omega \cdot m^{-1}$. [22]

In the analysis of the percentage of body fat (BF%) is important to consider the age and gender (sex). Male constant is 1, while the female's is 0. Children values (15 or less) are of course different from those of adults, because in the calculation formula we have to consider the individual height.

Based on the regression equations the values for total body water (TBW), body fat percentage = fat mass (FM), lean body mass = fat free mass (FFM) and body cell mass (BCM) are calculated from the impedance values. We can determine the extracellular water (ECW) by passing a current of low frequency (1 to 5kHz) to the body. On the contrary, a current of high frequency (50 to 100 kHz) can penetrate through the cell membrane and therefore we can determine the total amount of body water (TBW). [7]

The equations to calculate body composition [9]:

- **Fat Mass FM**

This is the total amount of stored fat. It is composed of two types of fat, such as subcutaneous fat and visceral fat. The function of a subcutaneous fat is a thermal isolation and mechanical protection. Visceral fat is stored deeper and serves as an energy reservoir and the lining between the organs.

$$FM = W - FFM[kg] \quad (41)$$

- **Fat - Free Mass FFM**

Fat free mass is also called lean body mass (LBM). It is a mass without fat. It consists of approximately 73% of water, 20% of protein and 7% of minerals. Further it is divided into intracellular and extracellular mass.

$$FFM = a \cdot S^2 + b \cdot W^2 + c \cdot A + d \cdot R + e[kg] \quad (42)$$

- **Body Cell Mass BCM**

It contains all metabolically active tissues (live cells) in the body including muscle cells, organs, blood cells and immune cells. It also includes all cellular fluid (intracellular and extracellular)

$$BCM = a \cdot S^2 \cdot \frac{X}{R^2} + b \cdot W + c \cdot A + d[kg] \quad (43)$$

- **Intracellular Water ICW**

It is the fluid within the cells. The main electrolyte is potassium.

$$ICW = a \cdot S^2 \cdot \frac{X}{R^2} + b \cdot W + c \cdot A + d[l] \quad (44)$$

- **Extracellular Mass ECM**

It contains all metabolically inactive parts such as bone minerals and blood plasma. There is also water that is outside of living cells.

$$ECM = FFM - BCM[kg] \quad (45)$$

- **Extracellular Water ECW**

It is water that is outside of living cells but doesn't contain blood elements. The main electrolyte is sodium.

$$ECW = TBW - ICW[l] \quad (46)$$

- **Total Body Water**

It is the sum of intracellular and extracellular fluid.

$$TBW = 0,327 \cdot \left(\frac{S^2}{R}\right) + 3,05 \cdot (Sex) + 0,142 \cdot (W) - 0,069 \cdot (A) \quad (47)$$

The hydration constant is 0,73, because fat free mass contains up to 73% of water. We can use this argument to calculate FFM.

$$FFM = \frac{TBW}{0,73} [kg] \quad (48)$$

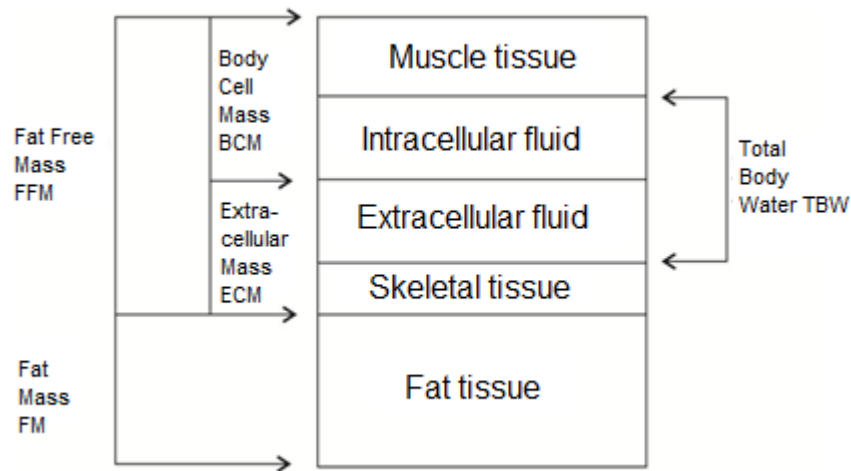
$$FM = W - FFM[kg] \quad (49)$$

$$BF\% = \frac{FM}{W} \cdot 100[\%] \quad (50)$$

where:

a, b, c, d, e constant coefficients from regression analysis,
S stratum [cm],
R resistance [Ω],
W weight [kg],
A age,

X reactance [Ω],
 Sex gender (female = 0, male = 1).



Intracellular fluid takes up 35-45% of body weight and extracellular fluid 20 to 30% of body weight.

Figure 2: Model of body composition.[9]

Table 9: Body proportions of men and women.

| Body proportion | male[%] | female[%] |
|-----------------|---------|-----------|
| Water | 63 | 56,5 |
| Muscle | 16,5 | 15,2 |
| Minerals | 5,8 | 5,3 |
| Fat | 15,3 | 23 |

Table 10: Resistivity of tissues and organs for 20 - 100 kHz.[11][22]

| Tissue | Resistivity[$\Omega \cdot cm$] |
|---------------------|--|
| Cerebrospinal fluid | 65 |
| Plasma | 66 |
| Blood | 150 |
| Liver | 350 - 330 |
| Skeletal muscles | 125 - 150 (longitudinally) 1800 - 2300 (transverse) |
| Heart | 160 - 575 (longitudinally) 424 - 5181 (transverse) |
| Nerve tissue | 580 |
| Lungs | 727 - 2363 |
| Fat tissue | 2060 - 2720 |
| Skeletal tissue | 16600 |

f) Workflow

Point No.1: The composition of measuring chain.

Connect the measuring device for bioimpedance measuring using wires to learning platform NI Elvis II. Make sure that the polarity of the power supply is correct. Open the folder Bioimpedance on the PC desktop. Familiarize yourself with the functioning of the measuring program Labview. Describe each auction block of the measuring device. What are they for and how they work.

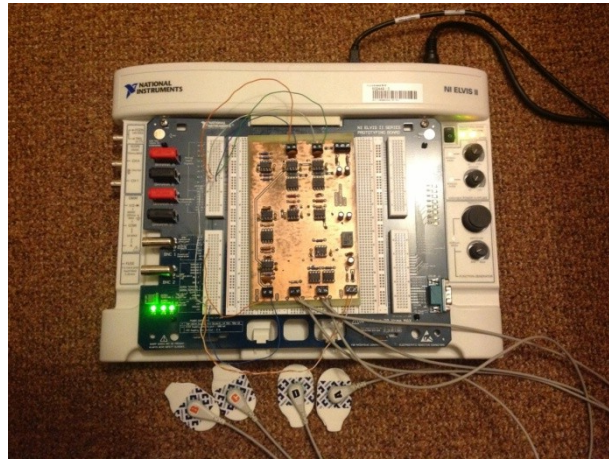


Figure 3: The correct connection of the measuring device.

Point No.2: The impedance measurement of the RC element.

Connect the measuring wires to outputs A - D. Plug the RC element in prototyping board NI Elvis II. First, in parallel, then series. Turn on NI Elvis II and run Labview program. Watch the output voltage and current in Labview. Calculate the cutoff frequency of the RC element. What value does the phase angle reach while setting the cutoff frequency?

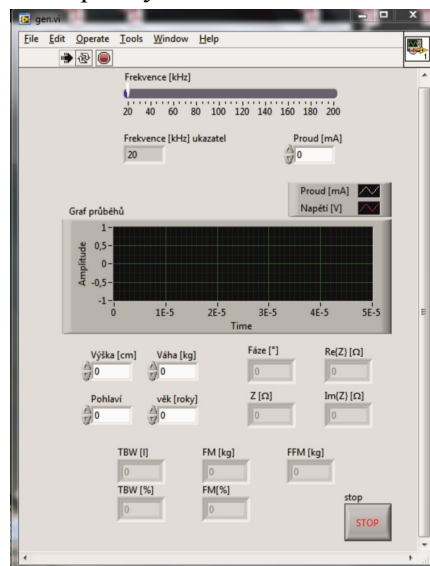


Figure 4: Visual environment of the program.

Point No.3: The bioimpedance measurement of the living tissue.

Instead of wires for sensing current and voltage, connect electrodes. Follow the written agreement of electrodes and printed circuit board. Avoid the motion artefacts. Run the Labview program. Take measurements for 3 frequencies: 20 kHz, 50 kHz and 100 kHz. Save the images for each measurement.

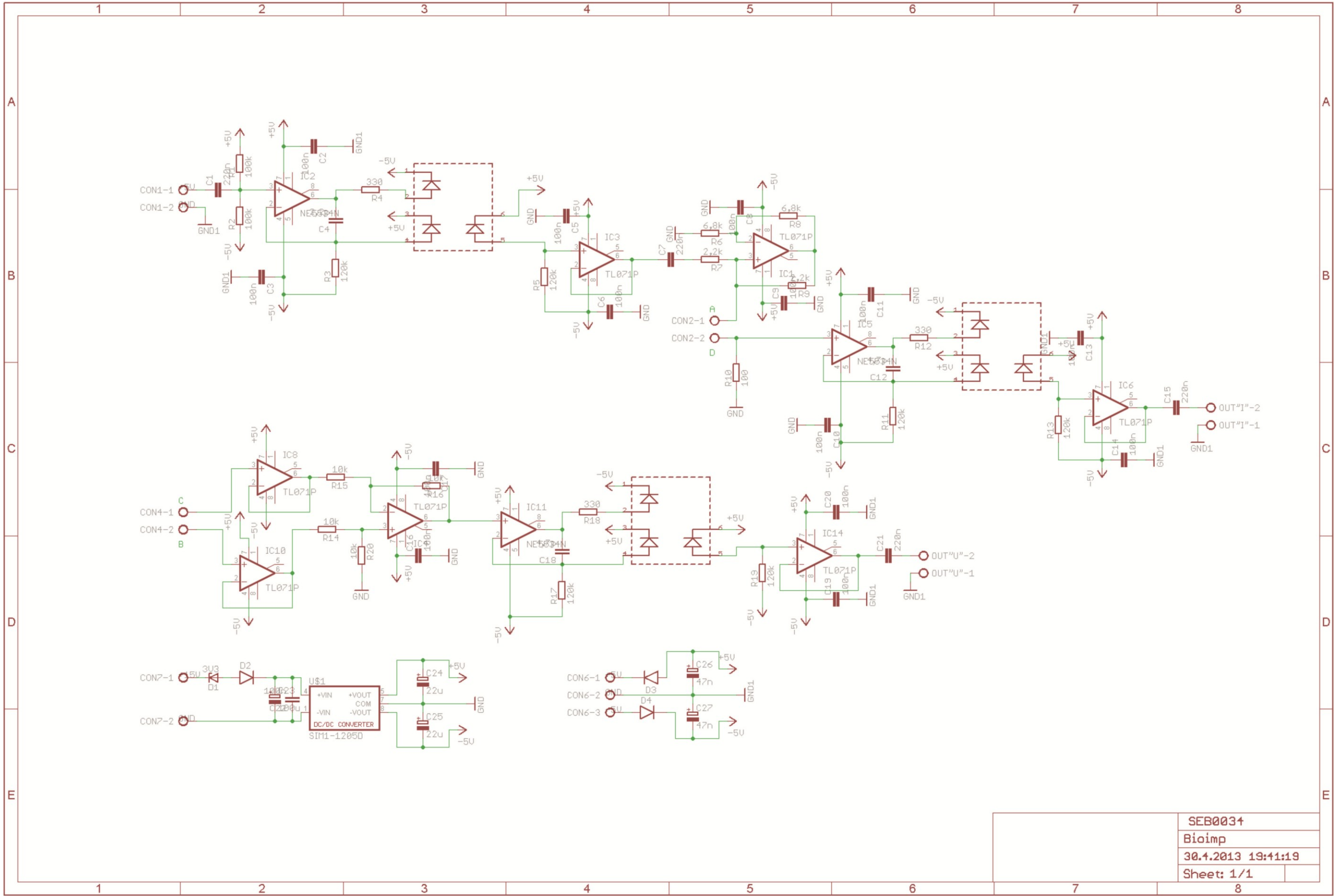
g) Results

Write in the protocol your values of water and fat in the body. Indicate whether there was a change in the impedance while measuring parallel and series RC element. Add pictures and calculations to your protocol.

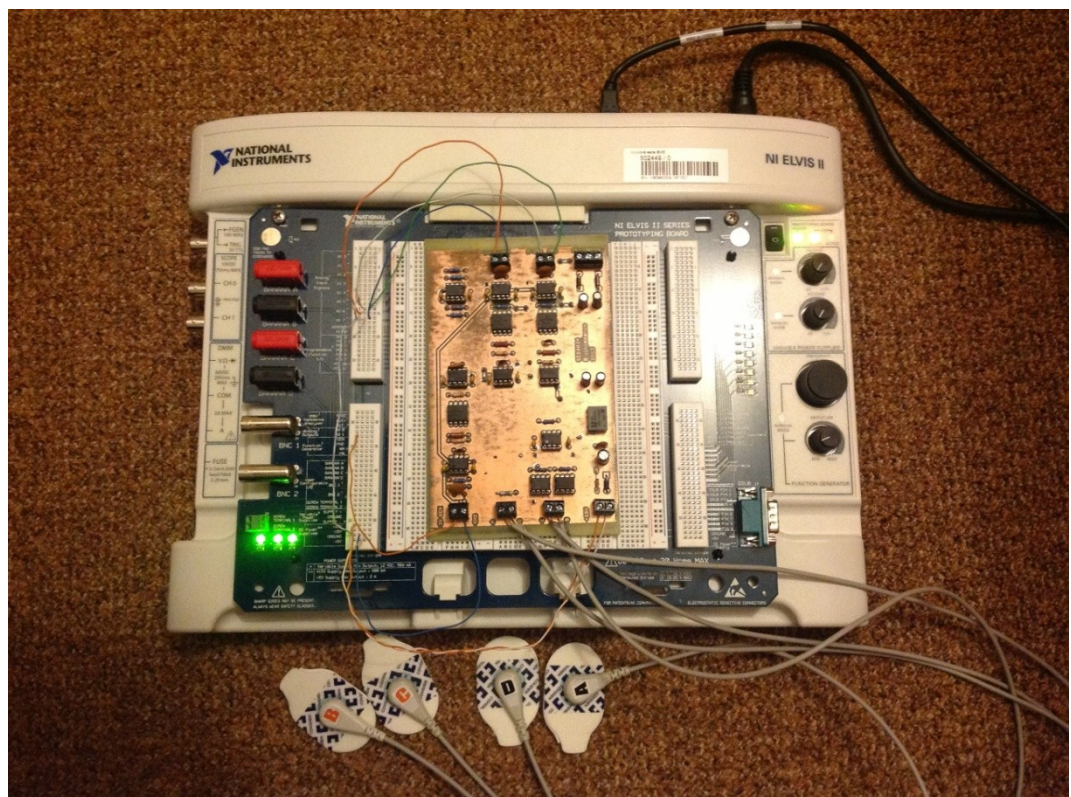
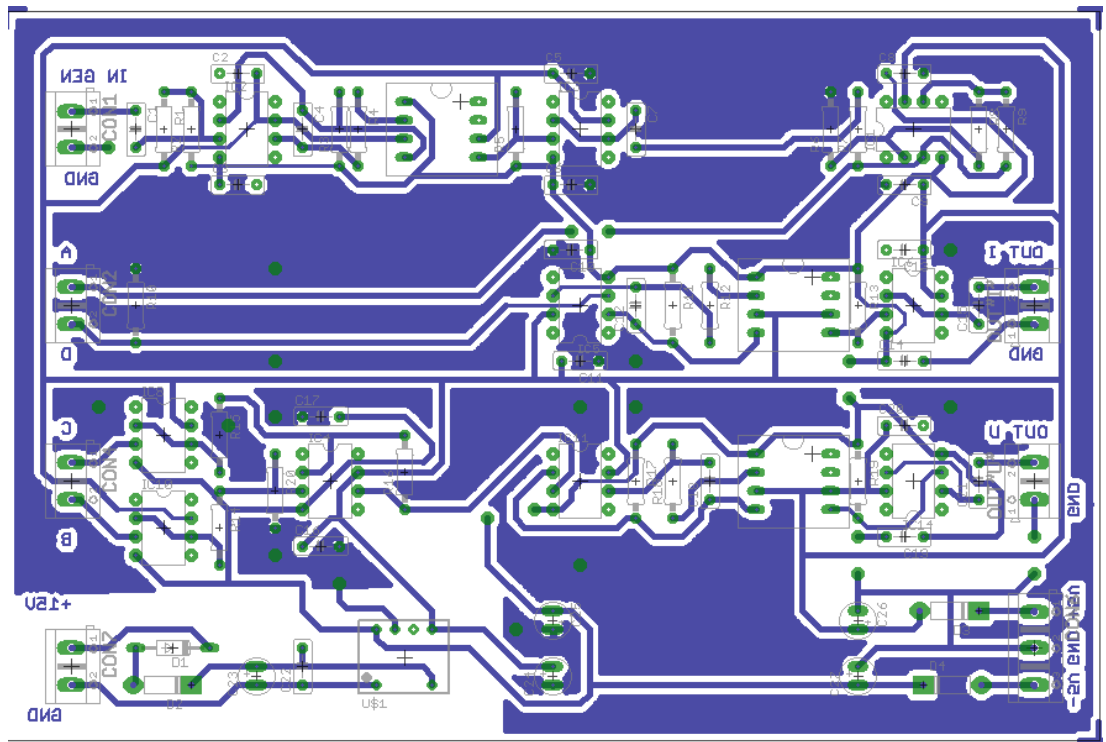
h) Control questions

1. For what purpose the bioimpedance of a human tissue is used?
2. What factors negatively affect the accuracy of the measurement?
3. How does Howland pump work?
4. How does optocouplers work in the circuit?
5. Have you ever encountered with this method of measurement

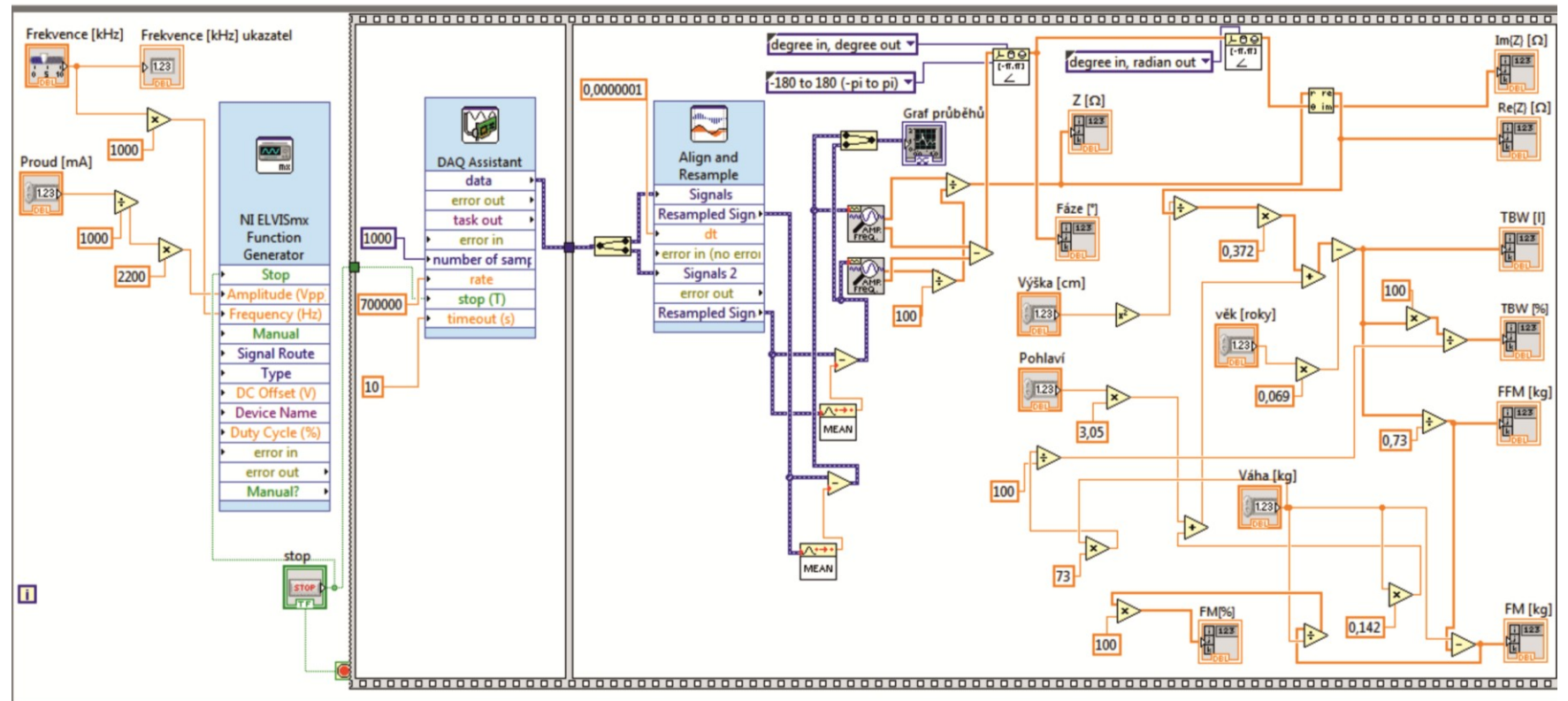
Příloha III



Příloha IV



Příloha V



Příloha VI

